

UNIVERSIDAD DE SALAMANCA

**Universidad de Salamanca.
Facultad de Odontología.**

TESIS DOCTORAL

**INFLUENCIA DEL PRETRATAMIENTO, ENVEJECIMIENTO Y DEMORA EN
LA POLIMERIZACIÓN EN LAS FUERZAS DE ADHESIÓN DE CEMENTOS
AUTOADHESIVOS A DENTINA.**

Javier Melgar Rozúa
Salamanca, 2018

Trabajo presentado para optar al Título de Doctor en Odontología.

D. Javier Melgar Rozúa.

Licenciado en Odontología.

Directores:

Dr. Alberto Albaladejo Martínez.

Dra. María Pilar Melo Almiñana.

Dr. Alfonso Alvarado Lorenzo.

Salamanca 2018.

ACRÓNIMOS Y ABREVIATURAS.

ASPA: Ácido alumino-silicatopoliacrílico.

Bis-EMA: Bisfenol A dimetacrilato etoxilado.

Bis-GMA: Bisfenol A glicidil metacrilato.

CIV: Cemento de ionómero de vidrio.

CQ: Canforoquinona.

Fenil-P: Metacriloxietil-fenil hidrógeno fosfato.

HEMA: Hidroxietil metacrilato.

ISO: Organización Internacional de Normalización.

MDP: 10 Metacriloxietil dihidrogeno fosfato.

MEB: Microscopia Electrónica de Barrido.

4-META: 4-metacriloxietil trimelítico.

Penta-P: Dipenta-eritrol-pentacrilato monofosfato.

PMGDM: Dimetacrilato glicerol piromelítico.

PPD: Fenilpropanodiona.

RAE: Real Academia Española.

RMGI: Cemento de ionómero de vidrio modificado con resina.

SEM: Scanning Electron Microscope.

μ TBS: Microtensión.

TC: Termociclado.

TPO: Lucerina.

UDMA: Dimetacrilato de uretano.

ZOE: Oxido de zinc eugenol.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. Introducción.....	1
1.1. Definición cemento.....	1
1.2. Cementos dentales.....	2
1.3. Clasificaciones de los cementos.....	3
1.3.1. Según su aplicación clínica.....	3
1.3.2. Según la composición química.....	4
1.3.3. Según el tipo de unión.....	5
2. Cementos no adhesivos.....	6
2.1. Fosfato de zinc.....	6
2.2. Oxido de zinc eugenol	7
2.3. Policarboxilato de zinc	8
3. Cementos adhesivos.....	9
3.1. Cemento de ionómero de vidrio.....	9
3.2. Cemento de ionómero de vidrio modificado con resina.....	10
3.3. Compómeros.....	11
3.4. Cementos de resina.....	11
3.4.1. Cementos de resina de grabado total o no autograbante.....	15
3.4.2. Cementos de resina autograbante.....	16
3.4.3. Cementos de resina autoadhesivos.....	16
4. Adhesión.....	18

5. Sistemas adhesivos.....	21
6. Medición de las fuerzas de adhesión.....	24
6.1. Tipos de fallo. Fallo adhesivo, mixto y cohesivo.....	26
7. Acondicionamiento de las distintas superficies a adherir o pretratamiento...27	
7.1. Esmalte.....	27
7.2. Dentina.....	29
8. Envejecimiento o termociclado de la muestra. Definición y tipos.....	31
9. Objetivos	32
10. Hipótesis	33
11. Material y método.....	34
11.1. Métodos experimentales.....	35
11.2. Distribución de los grupos.....	37
11.3. Análisis fractográfico.....	46
11.4. Microscopia electrónica de barrido.....	47
11.5. Análisis estadístico.....	50
11.5.1. Estadística descriptiva.....	50
11.5.2. Estadística analítica.....	50
12. Resultados.....	51
12.1. Evaluación del efecto de diferir la polimerización.....	53
12.2. Evaluación del efecto del envejecimiento.....	58
12.3. Evaluación del efecto del pretratamiento.....	61
12.4. Evaluación del tipo de cemento.....	63
12.5. Análisis fractográfico.....	65

12.6. Microscopia electrónica de barrido.....	68
13. Discusión.....	71
14. Conclusiones.....	86
15. Bibliografía.....	87

1. Introducción.

1.1. Definición de cemento.

La palabra cemento procede del latín *Caementum*, término relacionado con la construcción.

La Real Academia Española (RAE) define cemento en 1º lugar como: Mezcla formada de arcilla y materiales calcáreos, sometida a cocción y muy finamente molida, que mezclada a su vez con agua se solidifica y endurece. En 2º lugar: materia con que se cementa una pieza dental. En 3º lugar: masa mineral que une los fragmentos o arenas de que se componen algunas rocas. En 4º lugar en un contexto anatómico se define como: tejido óseo que cubre el marfil en la raíz de los dientes de los vertebrados.¹

En Odontología, el término cemento se aplica a una variedad de materiales de uso amplio y diferente en prácticamente todas las áreas. Es por tanto, poco específico e incluye a unos materiales que en estado fluido suelen deslizarse bastante bien entre todas las irregularidades superficiales, fraguan o endurecen en un tiempo razonablemente útil y adquieren un cierto grado de resistencia mecánica y tenacidad, pudiendo de esta manera mantener retenidas mecánicamente dos superficies bien sea por retención mecánica, química o de ambas.²

1.2. Cementos dentales.

Son materiales que presentan una reacción química de fraguado con alteración de su estado físico, de fluido o viscoso hasta un estado en el cual el material se encuentra rígido. Su función es proporcionar la unión entre la prótesis fija y la estructura dentaria de soporte protegiendo los márgenes de la estructura dental remanente de la microfiltración de fluidos orales y/o bacterias.³ Para disminuir la filtración marginal y la invasión bacteriana los agentes de cementado deben ser estables, tener baja solubilidad y tener un grosor de película mínima para permitir el completo asentamiento de la corona.

En general los cementos deben cumplir las siguientes propiedades ideales: biocompatibilidad, adhesividad, alta resistencia traccional, radiopacidad, baja o nula solubilidad, espesor de la película adecuada, baja viscosidad, capacidad anticariogénica, baja o nula conductividad térmica y eléctrica, alta resistencia a la erosión y fácil manipulación.⁴

1.3. Clasificación de los cementos:

Existen múltiples clasificaciones:

1.3.1. Según su aplicación clínica en los diferentes usos de las distintas áreas de la Odontología.⁵

Área	Uso
Odontología conservadora	Obturación provisional, bases cavitarias, liners, etc..
Odontología preventiva	Selladores de fosas y fisuras.
Endodoncia	Sellado de conductos de endodoncia.
Prostodoncia.	Cementado de prótesis fija.
Ortodoncia	Cementar bandas, brackets, botones, etc..a los dientes.
Cirugía bucal y Periodoncia	Apósitos y cemento quirúrgico.

Tabla 1. Clasificación de los cementos según su aplicación clínica.

1.3.2. Según la composición química:

Cemento	Tipo de reacción	Composición
Fosfato de Zinc	Ácido-base	Polvo: óxido de zinc (ZnO) Líquido: solución acuosa de ácido ortofosfórico(H ₃ PO ₄).
Policarboxilato		Polvo: óxido de zinc (ZnO) Líquido: solución acuosa de ácidos polialquenoicos (ácido poliacrílico C ₃ H ₄ O ₂ e itacónico).
Ionómero de vidrio		Polvo: partículas de vidrio aluminosilicato fluorado. Líquido: solución acuosa de ácidos polialquenoicos (ácido poliacrílico, maléico, tartárico, itacónico, etc..).
Ionómero de vidrio reforzado con resina	Ácido-base y química	Polvo: partículas de vidrio aluminosilicato fluorado. Líquido: ácidos polialquenoicos modificados por Hidroxietil metacrilato o grupo HEMA (C ₆ H ₁₀ O ₃).
Resina	Química	Hidroexietil metacrilato o grupo HEMA (C ₆ H ₁₀ O ₃), ácido carboxílico CO ₂ H, Na ₂₃ Relleno: vidrio silicato de bario Ba(SiO) ₄ , trifluoruro de iterbio YbF ₃ , etc..

Tabla 2. Clasificación de los cementos según la composición química y tipo de reacción.

1.3.3. Según el tipo de unión.⁶

<p>Cementos no adhesivos: El mecanismo de unión se produce mediante traba mecánica.</p>			
Fosfato de zinc.			
Silicofosfato de zinc.			
Óxido de zinc eugenol.			
Poliacrilico de zinc.			
<p>Cementos adhesivos.⁷</p>			
<p>Cemento vidrio ionómero: Se produce un cierto grado de unión química por enlaces covalentes.</p>	Cemento vidrio ionómero (CIV).		
	Cemento vidrio ionómero modificados con resina (RMGI).		
<p>Cemento de resina: Aportan adhesión por mecanismo de retención micromecánica en esmalte y por hibridación en dentina</p>		Fotopolimerizable.	
	Según el tipo de polimerización	Autopolimerizable.	
		Dual.	
	Según el tamaño de partícula	Micropartícula.	
		Micro-híbrido.	
	Según su adhesividad	Cementos de resina de grabado total. (Multistep) de varios pasos: grabado, lavado y bonding previo a su aplicación.	
		Cementos de resina de autograbado. (Multistep) de varios pasos: adhesivo autograbante previo a su aplicación	
Cementos de resina autoadhesivos. (One step) de un solo paso. Sin pretratado previo.			

Tabla 3. Clasificación de los cementos según el tipo de unión.

2. Cementos no adhesivos.

2.1. Fosfato de zinc:

Es uno de los cementos más antiguos y de uso más común. Está compuesto por polvo de óxido de zinc (90%) y otros óxidos metálicos, como el óxido de magnesio. Y el líquido está constituido por una solución acuosa de ácido ortofosfórico al 50-60%, óxido de zinc y óxido de aluminio, como tampones.²

Posee ventajas como alta resistencia inicial que lo hace adecuado para la cementación de pernos colados en metal, así como una alta resistencia a la compresión, conductividad térmica similar al diente y es económico.^{8,9}

A pesar de su amplia utilización clínica presentan varios inconvenientes: falta de unión química a la estructura dental, es un irritante pulpar debido a su bajo pH y a su reacción de fraguado exotérmica, baja resistencia a la tracción, mala estética y tasa de disolución en boca relativamente alta.

Se debe evitar que penetre en los túbulos dentinarios, mediante un barniz dentinario o manteniendo el barrillo dentinario (smear layer).^{10,11}

2.2. Oxido de zinc eugenol:

El óxido de zinc eugenol (ZOE) es un cemento provisional que reacciona a través de una reacción de tipo ácido-base compleja con ayuda de un catalizador. La exposición al agua reduce el tiempo de trabajo.^{9,12}

El eugenol es citotóxico por sí mismo, la respuesta biológica habrá que esperararla del complejo dentino-pulpar y estará en relación al grado de profundidad o proximidad a la pulpa. En dentina recién cortada tiene efectos sedantes, propiedades germicidas y sirve como barrera temporal frente a la invasión bacteriana.

Inicialmente posee un pH aproximado de 7, moja muy bien el diente en estado fluido, es hidrófobo al fraguar y un buen aislante térmico, por lo que en principio sería un buen material sellador. Debido a la presencia del eugenol, pueden interferir con las reacciones de polimerización de las resinas, empleadas en restauraciones definitivas, produciendo modificaciones en su fraguado. Están indicados durante periodos cortos de tiempo, presentan una pobre resistencia a la abrasión y alta tasa de solubilidad en los fluidos orales.

Son menos irritantes pulpares que los de fosfato de zinc sobre todo en preparaciones con menor espesor dentinario. Sin embargo, los fracasos se deben más a la filtración marginal que a la irritación química. Son algo menos resistentes a la compresión que los de fosfato y presentan una solubilidad igual o levemente mayor que los de fosfato.¹¹⁻¹³

2.3. Policarboxilato de zinc:

Desarrollado por DC Smith en 1968, fue el primer sistema ideado para adherirse a la estructura del diente.^{9,12} Es mezcla de un material inorgánico (óxido de zinc) y de un material orgánico (ácido polialquenoico) que se ve involucrado en el proceso de polimerización.¹² El polvo contiene óxido de zinc y pequeñas cantidades de otros óxidos, como el óxido de magnesio. También puede contener pequeñas cantidades de fluoruro estañoso y otras sales. Las sales de flúor aumentan la resistencia del cemento y tienen un efecto anticariógeno. El líquido es una solución acuosa de ácidos policarboxílicos, generalmente ácido poliacrílico. En menor medida, el líquido también está compuesto por ácido itacónico en una concentración del 40% aproximadamente.

Los cementos de policarboxilato se adhieren al esmalte y dentina. Tienen una fuerte unión con el acero inoxidable, lo que les hace útiles para fijar bandas de ortodoncia. La resistencia a la compresión es similar a los cementos de óxido de zinc-eugenol reforzados, pero inferior al fosfato de zinc.¹³ Presentan una solubilidad similar al fosfato de zinc y cemento de vidrio ionómero convencional. Son opacos por la elevada concentración de óxido de zinc, por lo que la estética es deficiente.

El tiempo de trabajo es muy corto, por lo que el mezclado y cementado deben efectuarse con rapidez. El tiempo de fraguado es de aproximadamente 7 minutos. El policarboxilato de zinc puede sufrir una considerable deformación plástica bajo fuerzas de la masticación, por tanto su uso es limitado a tramos cortos de prótesis parciales fijas. También posee una relativamente baja resistencia a la erosión en medio ácido.^{9,11,13}

3. Cementos adhesivos.

3.1. Cemento de ionómero de vidrio (CIV):

Conocido originalmente como ácido alumino-silicatopoliacrílico (ASPA). Fue introducido en 1969 por Wilson y Kent y para finales de 1990 se había convertido en el agente cementante definitivo más utilizado en el mundo.¹⁴

Resultan de la combinación de una solución acuosa que contiene homopolímeros o copolímeros de ácidos polialquenoicos o policarboxílicos y de un silicato doble de aluminio y de calcio con flúor.

El polvo está compuesto por sílice, alúmina y fluoruro cálcico o fluorita. Otros componentes son: fosfato de aluminio, fluoruro de aluminio, fluoruro de sodio, etc. La cantidad de flúor en peso final es de, aproximadamente un 20%. Esta cantidad de flúor es importante, no solo por su liberación y efecto anticariógeno, sino porque disminuye la gelificación, también incorpora cantidades pequeñas y variables de estroncio, bario, lantano, plata, óxido de zinc, óxido de zirconio, etc. Que confieren radiopacidad a estos materiales.

Los componentes del líquido de los CIV son tres: los poliácidos, el agua y algún acelerador como el ácido tartárico.

Su reacción de fraguado ácido-base tiene lugar en 2 fases, los iones calcio se liberan en las fases iniciales de la reacción, y en fases más tardías, y de forma más lenta, los iones aluminio. Tiene un ligero carácter exotérmico del mismo modo que se produce una pequeña contracción de fraguado, que puede ser compensada por la expansión higroscópica que se da en estos cementos.

Posee una excelente biocompatibilidad, liberación de flúor de larga duración, capacidad de unión a tejidos dentarios y metales, buena estética, fluidez y resistencia, así como un costo relativamente bajo.^{9,11,15}

Puede presentar sensibilidad dentaria después de su colocación. Se ha demostrado que el problema tiene un origen multifactorial y que la manipulación traumática (deseccación, durante la preparación, exposición al hilo de retracción ácido, etc.) de un diente vital suele ser la causa.^{8,9,16} Esto puede evitarse mediante la utilización de un barniz dentinario, manteniendo el barrillo dentinario (smear layer) y no deshidratando la dentina en exceso.^{9-11,17}

La solubilidad al agua de los CIV, sin resinas es más alta que la de otros cementos, sin embargo, en soluciones ácidas los valores son más bajos que los del fosfato de cinc y del policarboxilato de zinc. Hoy día no constituye un factor que contraindique su uso en el medio bucal.

Debe evitarse la exposición a la saliva, sangre o al agua hasta 10 minutos después de la mezcla para evitar pérdida marginal de cemento. Puede ocurrir microfracturas si el material queda excesivamente seco.^{6, 12}

Está indicado principalmente para la cementación de restauraciones de metal y metal-cerámica, aunque puede ser utilizado para restauraciones cerámicas con núcleo de alta resistencia como coronas de alúmina o zirconio.

3.2. CIV modificado con resina (RMGI) :

Desarrollado en 1980, es un material híbrido derivado de la adición de resinas polimerizables al CIV convencional.

Al mezclar la fase resina polimeriza rápidamente y la fase procedente del ionómero de vidrio reacciona lentamente a través de una reacción ácido-base.⁰⁹⁻¹²

RGMI es menos susceptible a la erosión temprana durante el ajuste, menos soluble pero tiene mayor fuerza de compresión y resistencia a la tracción que el cemento ionómero de vidrio. El espesor de película y la adhesión a estructura dental son similares a los cementos de vidrio ionómero.³

Estos cementos no se recomiendan para la fijación de restauraciones cerámicas debido a la posibilidad de expansión higroscópica.¹⁸

Después de esto se debe retirar el exceso de material con cuidado puesto que más tarde puede resultar extremadamente difícil.¹⁹

El diente debe estar bien aislado y seco durante 7-10 minutos para minimizar la pérdida de cemento en los márgenes debido a la solubilidad temprana.^{9,18.}

3.3. Compómeros:

También conocidos como resinas compuestas modificadas con poliácidos.²⁰ Han sido descritas como la combinación de resina compuesta (Comp) y de ionómero de vidrio (Omer). Ofrece las ventajas de ambos y apareció a finales de 1990.

Son anhídridos que contienen iones de vidrio lixiviables como parte del relleno y ácido polialquenoico deshidratado. Las propiedades físicas de los compómeros son más similares a los composites que a los CIV. Tienen mayor resistencia a la compresión y flexión que los RMGI, pero menores que los composites convencionales. Se requiere un bonding como agente de unión para lograr la adherencia requerida, la liberación de flúor es más baja que los cementos de ionómero de vidrio convencionales.^{9,11,18,21,22}

3.4. Cementos de resina:

En el año 1950 el metacrilato de metilo en base a resina no se adhería a los dientes, poseía elevadas tasas de contracción de polimerización, de coeficiente de expansión térmica, y de microfiltración. Retirar el exceso era difícil.²³

Hoy en día son una opción muy popular debido a su alta compresión y resistencia a la tracción, baja solubilidad y cualidades estéticas. Tienen limitaciones como sensibilidad a la técnica y alto coste.⁹ Son útiles para cementar de forma definitiva cerámicas sin metal, carillas, restauraciones de metal o de metal-cerámica donde la forma de retención y resistencia se ve comprometida y para postes en dientes tratados endodónticamente.^{24,25} Existen muchos tonos de resinas en el mercado para satisfacer las necesidades del profesional.

Cuando existe una preparación adecuada y el control de humedad y limpieza pueden ser un problema se contraindica su uso.^{10,26-28}

Los cementos de resina se pueden clasificar de acuerdo a varios criterios:

- Por su forma de activación: Autopolimerizables, fotopolimerizables y de polimerización dual.
- Por el tamaño de sus partículas: Micropartículas y micro-híbridos.
- Por su adhesividad: Cementos de resina de grabado total, cementos de resina de autograbado y cementos autoadhesivos .^{29,30}

Hay múltiples estudios en los que se evalúan la resistencia a la fractura y el sellado de las resinas.³¹ El sobregrabado se debe evitar ya que reduce la fuerza de unión.³²

El exceso de cemento se retira después de 2 a 5 segundos de la fotopolimerización y la polimerización final se realiza después de eso. Hay que evitar la formación de gaps. Para cementar metal o metal-cerámica se usan cementos autopolimerizables o duales.^{33,34} Para adherir en esmalte o dentina deben de ser capaces de infiltrar estos tejidos, o usar un adhesivo previo, y polimerizarse posteriormente. Para la formación de esta unión, el cemento debe de tener la propiedad de permitir la infiltración de los monómeros a través de un sustrato acondicionado previamente, ya sea el esmalte, a través de la unión micromecánica que proporciona el grabado ácido, o para formar la capa híbrida en el caso de la dentina.³⁵

Con el cementado adhesivo se logran la mayoría de los objetivos descritos de manera más eficaz que con otros tipos de cemento. Además este tipo de cementado se puede emplear para restauraciones con escasa retención por fricción dada su mayor fuerza de unión.³⁶

Los cementos de resina están compuestos por dos fases distintas de material.^{7,36-39}

- Fase líquida o Matriz: Es la parte del cemento que aporta sus propiedades adhesivas. Forma el entramado polimérico cuando polimeriza el material.
- Fase sólida o Relleno: Es el componente que aporta sus propiedades óptimas

y mecánicas. El tipo y cantidad de relleno determinan, entre otras cosas, la densidad del cemento y el grosor de capa.

La adhesión de los cementos de resina actúa por un mecanismo de unión micromecánica, que es suficiente para lograr un buen sellado y evitar sensibilidades postoperatorias.^{25,36-38,40}

Los objetivos para lograr adhesión de las restauraciones a los dientes son:³⁸⁻⁴¹

- Obtener una adecuada rugosidad de la superficie.
- Aumentar la energía superficial del sustrato (aumenta humectabilidad).
- Que el adhesivo sea capaz de interactuar con la superficie del diente (moléculas adhesivas).
- Mejor estética: Se puede ver afectada por el cemento ya que las porcelanas tienen un cierto grado de translucidez y muchas veces puede verse afectado por el cemento. Los cementos de resina tienen una amplia gama de colores que mejora el resultado estético final. Es posible corregir en parte el color de una restauración oscureciéndola con un color de cemento más saturado.^{36-38,42}
- Aumenta la resistencia de las restauraciones de porcelana y de los dientes dañados ante las fuerzas de la masticación. La unión es tan íntima que se comportan diente y restauración como un solo bloque, resultando un refuerzo de la restauración y del diente restaurado.
- Mayor retención de las restauraciones sobre todo en casos de escasa morfología retentiva del tallado. La cementación adhesiva permite realizar preparaciones más conservadoras con la estructura dentaria y restauraciones que no serían posibles sin la adhesión como las carillas o los puentes Maryland.
- Mejor integridad marginal por el sellado de la interfase entre el diente y la restauración.

Para un manejo adecuado de los cementos de resina es importante conocer los mecanismos de los distintos tipos de polimerización.^{25,40-43}

- **Cementos fotopolimerizables:** Polimerizan gracias a la activación de compuestos como la canforoquinona entre otros, por medio de luz.² Tienen la ventaja de que permiten un mejor control del tiempo de trabajo.²⁹ Presentan una gran estabilidad del color por no degradarse los componentes no activos.

- **Cementos autopolimerizables o de reacción química:** La reacción de polimerización se desencadena por la reacción de los compuestos peróxido-amina cuando se mezclan.²⁹ Tienen una menor estabilidad del color por degradación de las aminas que no reaccionan y que cambian de color.⁴³

Los cementos autopolimerizables no se adhieren bien a los adhesivos fotopolimerizables porque los radicales libres activados por el complejo peróxido-amina no son los mismos que los activados por los fotoiniciadores.^{38,43-45} Se aconseja emplear los mismos mecanismos de polimerización entre el adhesivo y el cemento o que uno de ellos sea de polimerización dual.

- **Cementos de polimerización dual:** La polimerización se lleva a cabo por medio de los dos sistemas anteriores, por luz (canforoquinona (CQ), fenilpropanodiona (PPD) y Lucerina (TPO)) para controlar en parte la polimerización y de forma química (peróxido-amina) para completar la polimerización en aquellas zonas donde no alcance la luz. Están indicados en restauraciones con un espesor de 2 mm de porcelana translúcida o en los sistemas de porcelanas más opacas. La sección "foto" puede interferir a la autopolimerizable: como norma general es mejor esperar a que empiece la parte autopolimerizable a reaccionar antes de aplicar la luz. Se emplean en aquellas restauraciones que bien por el material, o bien por el espesor del mismo, no aseguren el correcto paso de la luz ni la completa polimerización. Los cementos de resina de polimerización dual pueden decolorarse con el tiempo debido a su contenido en amina aromática.⁴⁶

Existe incompatibilidad entre algunos adhesivos autograbantes y los cementos autopolimerizables y duales debido a que la acidez del adhesivo autograbante ataca las moléculas encargadas de la reacción química.^{38,43-45}

En general se recomienda siempre el uso de un sistema adhesivo y un cemento de la misma casa comercial para evitar incompatibilidades en la unión de los mismos.

- **Micropartículas:** Sus partículas inorgánicas de relleno presentan un tamaño promedio de 0.04 μm y un porcentaje de aproximadamente 50% en volumen.

- **Micro-híbridos:** Constituyen la mayoría de los cementos resinosos que se encuentran en el mercado. El tamaño promedio de sus partículas inorgánicas de relleno es de alrededor de 0.04 μm a 15 μm , las cuales se incorporan en un porcentaje de aproximadamente 60 a 80% en volumen.

Los mejores resultados se obtienen con los cementos micro-híbridos, debido a que su contracción de polimerización es más baja y presentan una viscosidad media, lo cual permite un adecuado asentamiento de la restauración.^{29,30}

3.4.1. Cementos de resina de grabado total o no autograbante:

Es un composite en base a Bis-GMA con muchos componentes, lo cual le aporta versatilidad en el cementado de diferentes materiales aunque requiere una mayor atención a la técnica (a mayor número de pasos mayor es la probabilidad de cometer algún error). Al no ser autograbante precisa grabado ácido y adhesivo en el diente. Comercialmente se presentan en los kits con una serie de pastas de prueba para valorar el efecto del color del cemento sobre el color final de las restauraciones.

También se puede usar como cemento de resina no autograbante el composite restaurador microhíbrido que se debe calentar en aparatos específicos para tal efecto para aumentar su fluidez.

3.4.2. Cementos de resina de autograbado:

Reciben ese nombre porque prescinden de un acondicionamiento con ácido fosfórico previo, ya que utilizan un primer ácido seguido de la aplicación de un agente adhesivo para poder modificar la estructura dentaria y así obtener la adhesión requerida.³⁰

3.4.3. Cementos de resina autoadhesivos:

El mayor beneficio de estos materiales es la simplicidad de su aplicación. Surgen como alternativa a los cementos de resina convencionales, que requieren el empleo de un adhesivo previo, ya sea del tipo de grabado total, o de tipo autograbante, en un intento de reducir los pasos clínicos y reducir la sensibilidad de la técnica mejorando la calidad de la adhesión.⁴⁷⁻⁵¹ La principal meta es combinar el fácil manejo y la autoadhesión de los cementos convencionales con las propiedades mecánicas, adhesivas y estéticas superiores de los cementos de resina.⁴⁸ 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 a adherir.

Los cementos de resina autoadhesivos tienen una naturaleza similar a los compómeros, siendo la principal diferencia la concentración de monómero ácido, además, el contenido de relleno es menor.⁵² Los monómeros funcionales ácidos que contiene son: grupos carboxílicos, tipo dimetacrilato glicerol piromelítico (PMGDM) o anhídrico 4-metacriloxietil trimelítico (4-META) o grupos fosfato ácidos, como el 2 metacriloxi-etil-fenil hidrógeno fosfato (Fenil-P), 10 metacriloxidecil- dihidrógeno fosfato (MDP) o dipenta-eritrol-pentacrilato monofosfato (Penta-P). La selección de monómero ácido es de vital importancia por la formación de una sal sólida relativamente insoluble en medio acuoso entre el calcio y el MDP, mientras que el 4-META y Fenil-P produce una unión al calcio con mayor estabilidad y limitada disolución. La concentración de

monómeros acídicos debe ser equilibrada para proporcionar suficiente capacidad de autograbado, pero no excesiva para moderar la hidrofilia del material. Estos monómeros acídicos hidrofílicos permiten desmineralizar e infiltrar simultáneamente esmalte y dentina, sin ningún tipo de pretratamiento del sustrato, de modo similar a los adhesivos de autograbado, proporcionando adhesión al sustrato dentario. Los materiales de relleno utilizados están compuestos por combinaciones a partir fluoroaluminoborosilicato de bario, aluminosilicato de calcio y estroncio, cuarzo, sílice coloidal, iterbio, flúor y otras sustancias de relleno de vidrio. La superficie de disolución parcial de vidrio sirve para neutralizar la acidez de resina y es capaz de entregar iones de sodio, calcio, silicato y fluoruro que pueden, o bien tomar parte de la reacción de fraguado o ser puesto en libertad a nivel local.

Los cementos autoadhesivos podrían interactuar con la dentina superficial, dando lugar a la desmineralización de la capa de barrillo dentinario y formando *tags* de resina cortos, sin embargo, este mecanismo de unión podría resultar relativamente pobre con la posibilidad de formación de defectos de cohesión en el adhesivo.⁵³ Desde un punto de vista teórico podría mejorarse la adhesión de los cementos autoadhesivos pretratando la dentina de alguna manera que facilite el acceso de los monómeros hidrofílicos del cemento al sustrato dentinario, aunque los resultados publicados hasta ahora en este sentido muestran resultados contradictorios.⁵²

Los cementos autoadhesivos se emplean para la fijación indirecta de coronas, puentes, inlays, onlays o postes intrarradiculares.

	Tiempo de ajuste (min)	Fuerzas (MPa)		Solubilidad (% Peso a las 24 hrs)	Módulo de elasticidad (GPa)	Unión a Diente	Retirada del exceso	Liberación De Flúor
		Compresión	Tracción					
Fosfato de Zinc	5-9	96-133	3.1-4.5	0.2	13	No	fácil	-
Policarboxilato de Zinc	7-9	57-99	3.6-6.3	0.06	5-6	Alguna	media	-
Ionómero de Vidrio	6-8	93-226	4.2-5.3	1	7-8	Química	media	+
Ionómero de Vidrio modificado con Resina	5-6	85-126	13-24	0.4-0.7	2.5-7.8	Química	difícil	+
Resina	4+	180-265	34-37	0.05	4-6	micro-mecánica	muy difícil	-
Resina adhesiva	-	52-224	37-41	-	1.2-10.7	micro-mecánica	muy difícil	-

Tabla 4: Comparación de las propiedades de cementación de varios cementos disponibles actualmente.⁵⁴

4. Adhesión:

La adhesión se define como el estado en el que dos superficies se mantienen unidas mediante fuerzas o energías interfaciales basadas en mecanismos químicos, mecánicos o ambos, con la mediación de un adhesivo. La superficie o sustrato que se adhiere es denominado adherente. El adhesivo se define como el material que una vez aplicado sobre las superficies de dos sustancias es capaz de mantenerlas juntas, resistiendo a su separación y el espacio que hay entre estas dos superficies se denomina interfase.³⁶

La capa híbrida es una mezcla a nivel molecular de colágeno y polímeros de resina.¹³ El mecanismo de adhesión consta de una retención micro-mecánica producida por la infiltración de la resina hidrofílica en el sustrato previamente desmineralizado por la resina ácida, y una interacción química entre los monómeros ácidos del cemento y el componente mineral (hidroxiapatita) de la dentina.^{2,38,54,55} Como consecuencia de la simplificación de su aplicación, los

cementos autoadhesivos y los cementos de autograbado deberían ser capaces de desmineralizar e infiltrar el sustrato de manera simultánea, actuando aún en presencia del barrillo dentinario.^{53,56}

Por otro lado, el mecanismo de polimerización se realiza tras la exposición a la luz polimerizable o según sea el mecanismo de polimerización.⁵⁷

El mecanismo de adhesión se considera eficaz cuando existe una íntima relación entre cemento y sustrato. En los cementos con grabado total previo, esta unión se basa en la remoción del componente mineral de la dentina para crear una zona desmineralizada de 1,5 μm , sin dañar las fibras de colágeno que permanecen formando una red. Este objetivo se logra a través de soluciones ácidas. El grabado ácido permite, además de lo anterior expuesto, eliminar el barrillo dentinario, que ha sido considerado uno de los factores que pueden limitar la infiltración de la resina en los túbulos dentinarios abiertos.⁵⁸ La interacción directa entre la resina y la dentina, presupone que el material resinoso pueda rellenar los espacios dejados por la remoción de los componentes minerales, infiltrando los túbulos dentinarios y estabilizando la matriz de colágeno para formar una capa híbrida entre resina y dentina.^{13,59-61}

La formación de la capa híbrida ha sido considerada el mecanismo clave del proceso de adhesión, ya que determina una retención micromecánica entre la resina y la dentina grabada.⁶² En esta adhesión, además del componente micromecánico por la trabazón producida entre la resina y el sustrato dentario grabado e infiltrado, existe un componente de unión químico: los grupos ácidos se unen al calcio de la hidroxiapatita formando uniones estables entre la red de metacrilatos y el diente.⁵² La ausencia de pretratamiento del sustrato dentario hace que el sistema adhesivo que incorpora el cemento deba actuar a través del barrillo dentinario derivado de la preparación del diente, lo cual puede repercutir negativamente en la adhesión.

El "barrillo dentinario" o "smear layer" fue descrito por primera vez por Boyde en 1963, como consecuencia de la acción del instrumental rotatorio durante las preparaciones cavitarias. Está constituida por dos fases, una orgánica y otra

inorgánica. El componente orgánico lo forman restos de tejido necrótico, bacterias, células sanguíneas, fibras de colágeno de la dentina e incluso prolongaciones dentinoblásticas.⁶³ El componente inorgánico lo constituyen las partículas de los tejidos duros del diente que se desprenden durante las preparaciones, y que unido a los fluidos orales forman una sustancia más o menos homogénea. Esta capa formada sobre la superficie dentinaria se divide en dos partes: una superficial que se deposita sobre la dentina intertubular y los orificios de los túbulos que es delgada y fácil de eliminar, y otra segunda que ocluye los túbulos y está fuertemente adherida. El grado de penetración de esta capa intratubular oscila entre 1-2 mm a un máximo de 40 mm, siendo la media de 10mm.⁶⁴

La adhesión a esmalte ha sido suficientemente estudiada y se ha evidenciado que con una sistemática sencilla se consigue una gran fuerza de adhesión (mayor que la contracción de polimerización). Siempre se logran mayores fuerzas de adhesión con sistemas adhesivos de grabado ácido que con los autograbantes.^{38,44,55}

5. Sistemas adhesivos

La clasificación de los sistemas adhesivos se puede realizar en base a distintos parámetros,^{44,54}

En función del número de pasos / grabado:

- Tres pasos: Grabado, primer y bonding.

- Dos pasos:
 - No autograbantes: Grabado ácido y adhesivo monocomponente en un bote

 - Autograbantes:
 - Primer ácido autograbante y bonding.

 - Compuesto acuoso y sistema adhesivo que al contactar en la dentina provocan la acidificación y el grabado del adhesivo.

- Un paso: Sistemas de "todo en uno" en los que en una sola aplicación se emplea un adhesivo ácido autograbante.

En función del relleno:

- Sistemas Adhesivos sin relleno:

Mejor humectabilidad en los de un frasco, ya que al no tener partículas fluyen mejor, mayor contracción de polimerización y menor resistencia mecánica.

- Sistemas adhesivos con relleno:

Capa de adhesivo más homogénea y más gruesa, mayor resistencia mecánica y menor contracción de polimerización.

Tipos de restauración	Cementos de resina				Ionómero de vidrio	Ionómero de vidrio modificado con resina	Fosfato de zinc	policarboxilato de zinc
	3 pasos. Grabado total, bonding, resina	1 paso. Grabado bonding, resina	Autoadhesivo	Resinas de doble afinidad (Dual affinity)				
Coronas y onlay de metal			✓		✓	✓	✓	✓
Coronas metal-porcelana			✓		✓	✓	✓	
Coronas cerámicas (silica)		✓						
Coronas alúmina o zirconio		✓	✓		✓	✓		
Inlays/Onlays cerámicos	✓							
Veneers	✓							
PPF tramos cortos			✓		✓	✓	✓	
PPF tramos largos			✓			✓	✓	
Perno colado o prefabricados en metal	✓			✓			✓	
Perno no metálico	✓	✓						
Coronas con pobre retención				✓				
Prótesis en Cantilever			✓				✓	
PPF en resina				✓				
Cemento provisional precauciones *	✓	✓	✓	✓				

* El eugenol que contienen los cementos provisionales puede disminuir la adhesión.

Tabla 5. Usos de los diferentes agentes de cementación definitivos.¹⁴

6. Medición de las fuerzas de adhesión.

La literatura recoge dos formas básicamente para estudiar las fuerzas de adhesión: el estudio de la fuerza de resistencia a la cizalla, en ejes perpendiculares (“shear bond strength”) y resistencia a la tensión estudio de la fuerza de resistencia a que un material sea arrancado de otro, en el mismo eje (“tensile bond strength”). Estas pruebas de medición se realizan con una aparatología específica, con la utilización de un dispositivo capaz de medir las fuerzas con gran precisión, la maquina Instron® permite ambas mediciones.

Resistencia a la cizalla:

Los ensayos descritos no determinan el comportamiento de cizalla pura, sino la medición de los efectos de la aplicación de dos fuerzas paralelas opuestas en las principales caras de la probeta. Como la aplicación de una fuerza tangencial en superficie mayor de la probeta junto con otros métodos de medir el rendimiento de cizalla, como el doblado.

Hay dos métodos de ensayo, ambos a cizalla:

- Ensayo de una muestra individual.
- Ensayo con doble muestra.

- Ensayo de una muestra individual

La máquina de ensayos ejerce fuerzas de cizallamiento longitudinal a través de dos placas paralelas adheridas a una muestra de ensayo individual. Las placas paralelas están montadas para aplicar tracción al montaje acoplado mediante un cardan a la célula de carga y el adaptador de la base de la máquina de ensayo. Esta flexibilidad permite adaptarse a muestras de diferente espesor.

- Ensayo con doble muestra

La máquina de ensayo ejerce fuerzas de cizallamiento longitudinal a través de tres placas paralelas adheridas a una probeta doble. Las placas paralelas son rígidas, con las placas exteriores conectadas a un montaje fijo a la base de la máquina de ensayo y la placa central a un cardan montado a la célula de carga

de la máquina de ensayo.

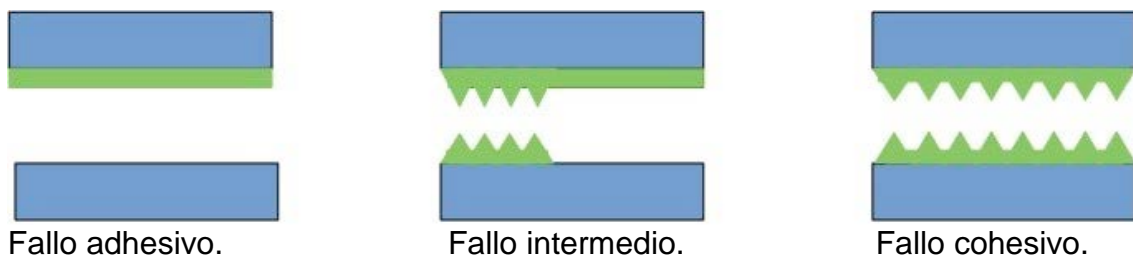
Resistencia a la tensión:

Las fuerzas de adhesión se miden mediante test de microtensión, usando máquinas para tal efecto como Instron®, Bisco® Inc, entre otras. Estas máquinas aplican fuerzas de tracción o compresión predeterminadas y miden las fuerzas a través de medidores digitales de fuerza trazable, donde se visualizan las fuerzas de rotura (Bisco®) o bien mediante conexión a ordenadores con programas informáticos para dicho propósito (Instron®).

La Instron® concretamente posee una cruceta donde va adosado el puntero que se aplica sobre las muestras, que avanza a una velocidad constante, y que se puede ajustar. La máquina va ejerciendo fuerza en el puntero a velocidad constante sobre la muestra, que va montada en un portamuestras para tal efecto, hasta que se produce la rotura, en ese momento la máquina se detiene y quedan registrados todos los datos en el ordenador.

6.1. Tipos de fallo.

1. Fallo adhesivo, fallo por adhesión o separación por adhesión: cuando la separación se produce en la interfase del sustrato adhesivo.
2. Fallo cohesivo, fallo por cohesión o separación por cohesión: cuando se produce la ruptura del adhesivo.
3. Fallo mixto o fallo intermedio: cuando se produce la ruptura en combinación entre fallo cohesivo y fallo adhesivo.⁶⁵



Fallo adhesivo.

Fallo intermedio.

Fallo cohesivo.

Figura 1. Modos de fallo de las uniones adhesivas.

7. Acondicionamiento de las distintas superficies a adherir o pretratamiento.

7.1. Esmalte

La adhesión a esmalte requiere de una superficie: biselada o coincidente con la dirección de las varillas adamantinas, activa y de alta energía superficial, humectable o imprimible y compatible.²⁹

Se debe eliminar el esmalte aprismático en los casos que así se pueda proceder, quedando los prismas de esmalte al descubierto para ser sometidos a tratamiento mediante ácido ortofosfórico 30-40% durante 20-30 segundos.^{38,41,55.} De esta manera se eliminan los detritus, aumenta la energía superficial del esmalte y se logra aumentar la rugosidad superficial, dando lugar a microsurcos y microporos de retención geométrica de una profundidad de 5-25 micras.^{66,67}

En técnicas mínimamente invasivas, con esmalte intacto, el propio sustrato adamantino es suficiente para obtener una adhesión adecuada.⁶⁸ Estos ácidos cambian la superficie de esmalte intacto que es de baja energía superficial, pues se presenta con distintos grados de impurezas, glicoproteínas salivales y biofilms, en un área activa, limpia, desmineralizada y de alta energía superficial.²⁹

Una técnica adecuada de acondicionamiento adamantino proporciona mayor adaptación de los sistemas resinosos a las paredes de las preparaciones cavitarias, disminución de la filtración y percolación marginal, disminución de la pigmentación superficial, eliminación de la retención por socavado y disminución del riesgo de caries secundaria. Factores como el tiempo de acondicionamiento, correcta aspiración del ácido acondicionador, tiempo de lavado y secado determinan la formación de diferentes tipos o patrones de acondicionamiento adamantino. La desmineralización producida por los ácidos débiles o fuertes en alta concentración, genera un ataque a las estructuras inorgánicas del esmalte a través de una reacción ácido-base con la hidroxiapatita y la formación de sales solubles de fosfato de calcio que posteriormente son eliminados por el agua de

lavado, determinando la formación de los tipos o patrones de acondicionamiento adamantino.²⁹

Tipo I: cuando el ácido desmineraliza los cristales de hidroxiapatita de la cabeza o el cuerpo de la varilla adamantina.

Tipo II: cuando el ácido actúa sobre los cristales de hidroxiapatita del cuello o del extremo caudal.

Tipo III: se caracteriza por una mayor pérdida de tejido superficial producida porque el ácido continúa eliminando sustancia en superficie, disminuyendo la profundidad y aumentando la amplitud de los microporos.

Lapsos superiores a 60 segundos en el tiempo de grabado provocan en el esmalte grandes pérdidas de sustancia superficial y ampliación de los defectos estructurales con efectos negativos. Patrones tipo I y tipo II pueden estar presentes en un mismo diente y zona arbitrariamente debido a las características de mineralización o esclerosis de la estructura adamantina y al área estructural y subestructural de las varillas adamantinas involucradas en el acondicionamiento. Los patrones tipo I y tipo II son los más deseables para la adhesión.²⁹

7.2. Dentina

La adhesión dentinaria es menos predecible, menos fuerte y más sensible a la técnica que la adhesión a esmalte.

Podemos distinguir tres grupos de adhesivos en función de cómo pretratan la dentina.⁶⁹

1. Adhesivos que modifican el barrillo dentinario.
2. Adhesivos que disuelven el barrillo dentinario.
3. Adhesivos que eliminan el barrillo dentinario.

1. Adhesivos que modifican el barrillo dentinario

Se trata de una resina adhesiva mezclada con ácidos débiles, la resina modifica el barrillo dentinario para poder infiltrarlo y acceder a la dentina subyacente. Mediante este procedimiento no se produce la exposición tradicional de las fibras de colágeno. Se fundamentan en considerar el barrillo dentinario como una barrera natural contra la penetración de las bacterias, vía túbulos dentinarios, al interior de la cámara pulpar, al mismo tiempo que dificulta la salida del líquido tubular a la superficie de la dentina, lo que podría alterar las técnicas adhesivas. Una vez que los monómeros polimerizan en el espesor del barrillo dentinario se establecen uniones químicas y micromecánicas leves, que refuerzan la nueva estructura, así como su unión a la estructura subyacente.⁷⁰

2. Adhesivos que disuelven el barrillo dentinario.

Son los conocidos como autograbadores, se caracterizan por presentar el procedimiento clínico más simplificado. Estos materiales disuelven el barrillo y simultáneamente desmineralizan la superficie del sustrato, y como no son lavados, el barrillo se incorpora al proceso de adhesión reduciéndose los problemas asociados a la sensibilidad de la técnica.^{71,72} Disminuyen los problemas clínicos, como el colapso de las fibras de colágeno debido al secado tras el grabado ácido de la dentina o el fenómeno de sobremojado resultante de

una eliminación insuficiente de la humedad.^{73,74}

3. Adhesivos que eliminan el barrillo dentinario.

Se les conoce también como sistemas de grabado total.

El grabado ácido remueve el barrillo dentinario, desmineraliza la capa superficial de la dentina, abre los túbulos dentinarios y aumenta las micro-porosidades de la dentina intertubular permitiendo que los imprimadores, que son sustancias hidrofílicas, actúen preparando la dentina para su interacción con el adhesivo.^{35,75} También desmineraliza la hidroxiapatita dejando expuesto colágeno tipo I.⁵⁵ El tiempo de grabado de la dentina es menor que el del esmalte dada su menor mineralización, con un grabado máximo de 15 segundos.^{76,77} Una vez aplicado el ácido se debe lavar con abundante agua y es muy importante conocer qué tipo de solvente lleva el adhesivo para secar la dentina en mayor o menor medida.^{42,44,55,78,79}

- Acetona: Es un solvente muy volátil, requiere sustrato húmedo, no mojado pero con cierto grado de hidratación.
- Etanol: Sustrato con humedad intermedia.
- Agua: Rehidrata el colágeno que queda colapsado cuando se seca completamente la dentina, se emplea sobre un sustrato seco.

El objetivo del adhesivo sobre la dentina es humedecerla e imbricarse con las fibras de colágeno (difusión). En el momento de aplicación del adhesivo a la dentina es mejor dar dos capas de adhesivo para obtener una mejor impregnación y evitar puntos secos en dentina. El adhesivo se pincela durante 10-15 segundos, luego se aplica aire para evaporar el solvente y luego otra capa de adhesivo antes de polimerizar.⁵⁵

8. Envejecimiento o termociclado de la muestra. Definición y tipos.

Consiste en reproducir in vitro las condiciones fisiológicas que se dan en la cavidad oral. El uso de los parámetros de termociclado (TC) que simulan el entorno bucal en un entorno in vitro, puede ayudar a examinar el comportamiento de las restauraciones en una situación clínica.^{80,81} El proceso de TC también puede afectar a la longevidad de las restauraciones.⁸²

La técnica de envejecimiento más utilizada es el almacenamiento a largo plazo en agua. Otra técnica de envejecimiento ampliamente utilizada es el termociclado. La norma TR 11450 standard (1994) de la ISO (Organización Internacional de Normalización) indica que un régimen de termociclado que comprende 500 ciclos en agua entre 5° y 55° C. Sin embargo, este número de ciclos es demasiado bajo para lograr unos efectos reales de envejecimiento.⁸³

Recientes estudios han usado varios números de termociclados:

Aproximadamente 1500 ciclos entre 10 y 50°C después de 3 meses de almacenamiento⁸⁴, 500 ciclos entre 5 y 55°C.⁸⁵, y 6000 ciclos entre 5 y 55°C.⁸⁶

Así como a 320, 1000, 3000, 5000, 6000 y 10000 ciclos.⁸⁷ En la literatura científica: 6000, 12000 y 18000 ciclos de termociclado entre 5 y 55°C es similar a las condiciones fisiológicas normales que se dan en la cavidad oral en un tiempo aproximado de 5, 10 y 15 años respectivamente.⁸⁸⁻⁹⁰

El envejecimiento inducido por el termociclado puede ocurrir porque el agua caliente acelera la hidrólisis de los componentes de la interfase; o por el estrés generado en la interfase debido al mayor coeficiente de expansión térmica de las resinas compuestas en relación a la estructura dentaria.^{91,92}

9. Objetivos.

1. Determinar si el momento de polimerización con luz de un cemento dual afecta a sus valores de adhesión a dentina.
2. Evaluar si el envejecimiento de la muestra afecta a los valores de adhesión, comparándolos con los iniciales.
3. Comparar la adhesión a dentina con las variables citadas anteriormente entre cementos autoadhesivos, cementos de autograbado y cementos autoadhesivos con pretratamiento previo.

10. Hipótesis.

Como punto final de esta introducción, señalar que las hipótesis nulas que se plantean analizar en este trabajo de investigación son las siguientes:

1. El momento de polimerización no afecta a la adhesión a dentina de diferentes cementos duales.
2. El envejecimiento de la muestra no afecta a los valores de adhesión.
3. Los cementos que pretratan la dentina no mejoran la adhesión respecto a los cementos que no pretratan la dentina independientemente del momento de polimerización y el envejecimiento.

11. Material y métodos.

En el presente trabajo se estudió el efecto de la demora en la polimerización, pretratamiento y envejecimiento en la adhesión a dentina de diferentes cementos dentales de polimerización dual.

Se utilizaron 210 dientes humanos extraídos, (30 premolares y 180 molares) procedentes del servicio de Cirugía Maxilofacial del Hospital Civil de Málaga, así como de los centros de salud del distrito sanitario Málaga. Los dientes fueron almacenados en agua destilada con Timol (Panreac Química SAU, E-08211 Castellar del Vallés, Barcelona, España) al 0,1% a 4°C en frigorífico (LG Multi Air Flow 804 TRVM 02223, Electronics España) durante 1 mes. Se incluyeron dientes sin caries (según el sistema ICDAS II), sin obturaciones o que presentaran alteraciones del esmalte.

Este estudio se realizó en el laboratorio de investigación del Departamento de Estomatología de Facultad de Ciencias de la Salud y en el Centro de Instrumentación Científica de la Universidad de Granada.

El uso de premolares y terceros molares se fundamenta en dos razones básicamente. La primera porque se extraen con mayor frecuencia por causa ortodoncica y la segunda, porque el área de dentina perpendicular al eje axial de los dientes es mayor que en otras piezas como incisivos o caninos.

11.1 Métodos Experimentales

Se eliminaron las cúspides con microtomo de tejidos duros (Struers Minitom, Copenhagen, Denmark, Ser. no. 44310019) usando un disco diamantado (figura 2).



Figura 2. Micrótopo de tejidos duros Struers Minitom.

Seguidamente se pulieron en pulidora (Struers Labopol 4, Copenhagen, Denmark, Ser. no. 5430257) con discos de papel abrasivo al agua (Hermes) de 500 grit (figura 3) hasta llegar a dentina superficial en sentido corono-apical, dejando una superficie homogénea y sin islotes de esmalte.

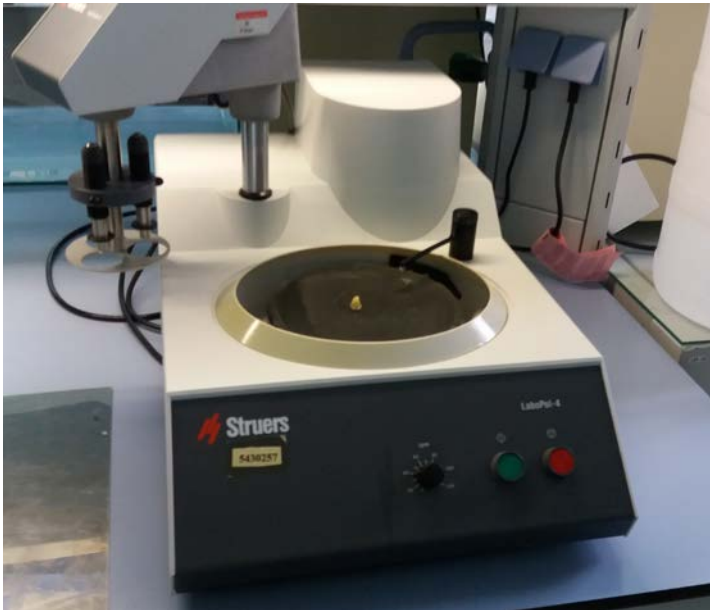


Figura 3. Pulidora Struers Labopol 4.

A continuación, se confeccionaron 210 bloques de composite (Tetric Evoceram, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) de un diámetro igual al diámetro coronal de los dientes cortados. La confección de los bloques se hizo mediante técnica incremental, con un espesor de capa máximo de 2 mm en cada incremento, polimerizando cada una de ellas con lámpara de polimerizar Bluephase G2 (Ser no. 100324, Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein, Austria). La lámpara de polimerizar se revisó periódicamente con el radiómetro Bluephase meter (Ser no. 001705 Ivoclar-Vivadent, Schaan Liechtenstein, Austria).

11.2 Distribución de los grupos:

Las muestras fueron asignados a 5 grupos experimentales de forma aleatoria, los cuales fueron tratados con diferentes técnicas de cementación. (Tabla 6).

Grupo	Material	24 horas	Termociclado 6000 ciclos
1	Relyx Unicem (RU)	1a) Polimerización inmediata. 1b) Polimerización diferida a los 3 minutos. 1c) Polimerización diferida a los 5 minutos.	1d) Polimerización inmediata. 1e) Polimerización diferida a los 3 minutos. 1f) Polimerización diferida a los 5 minutos.
2	Relyx Unicem + Multilink primer A + Multilink primer B (RM)	2a) Polimerización inmediata. 2b) Polimerización diferida a los 3 minutos. 2c) Polimerización diferida a los 5 minutos.	2d) Polimerización inmediata. 2e) Polimerización diferida a los 3 minutos. 2f) Polimerización diferida a los 5 minutos.
3	Multilink Automix (MA)	3a) Polimerización inmediata. 3b) Polimerización diferida a los 3 minutos. 3c) Polimerización diferida a los 5 minutos.	3d) Polimerización inmediata. 3e) Polimerización diferida a los 3 minutos. 3f) Polimerización diferida a los 5 minutos.
4	Speed Cem (SC)	4a) Polimerización inmediata. 4b) Polimerización diferida a los 3 minutos. 4c) Polimerización diferida a los 5 minutos.	4d) Polimerización inmediata. 4e) Polimerización diferida a los 3 minutos. 4f) Polimerización diferida a los 5 minutos.
5	Speed Cem + Multilink primer A + Multilink primer B (SM)	5a) Polimerización inmediata. 5b) Polimerización diferida a los 3 minutos. 5c) Polimerización diferida a los 5 minutos.	5d) Polimerización inmediata. 5e) Polimerización diferida a los 3 minutos. 5f) Polimerización diferida a los 5 minutos.

Tabla 6. Grupos de ensayo y variables.

Se emplearon 5 cementos:

El cemento Relyx Unicem (RU) y el cemento Speed Cem (SC) son cementos de resina clasificados como autoadhesivos o de un solo paso (One step) según el fabricante.

El cemento Multilink Automix (MA) es clasificado como un cemento de resina de autograbado o de varios pasos (Multistep) requiere de un adhesivo autograbante previo a su aplicación, según el fabricante.

Por último, se utilizaron 2 cementos autoadhesivos en los que pretratamos la dentina con un adhesivo autograbante (Multilink primer A + Multilink primer B) antes de su aplicación.

Relyx Unicem + (Multilink primer A + Multilink primer B) (RM).

Speed Cem + (Multilink primer A + Multilink primer B) (SM).

De estos 5 grupos todos ellos fueron divididos en 6 subgrupos (Tabla 6).

En la siguiente tabla se resumen la composición química de los cementos empleados.

Material	Fabricante Lote	Composición
Relyx Unicem (RU)	3M ESPE, St. Paul, Minn (Lote: 460724)	Polvo: polvo de vidrio, sílice, hidróxido de calcio, pigmento, pirimidina sustituida, compuestos peroxi e iniciadores. Líquido: éster de metacrilato fosfórico, dimetacrilato, acetato, estabilizadores e iniciadores.
Relyx Unicem + Multilink Primer A + Multilink Primer B (RM)	3M ESPE, St. Paul, Minn (Lote: 460724) Ivoclar vivadent, Schaan, Liechtenstein Multilink Primer A (Lote: R53042) Multilink Primer B (Lote: R60727)	Polvo: polvo de vidrio, sílice, hidróxido de calcio, pigmento, pirimidina sustituida, compuestos peroxi e iniciadores. Líquido: éster de metacrilato fosfórico, dimetacrilato, acetato, estabilizadores e iniciadores. Multilink Primer A: agua e iniciadores. Multilink Primer B: ácido fosfórico acrilato, hidroxietil metacrilato, metacrilato modificado con ácido poliacrílico y estabilizadores.
Multilink Automix (MA)	Ivoclar vivadent, Schaan, Liechtenstein Multilink Primer A (Lote: R53042) Multilink Primer B (Lote: R60727) Multilink Base and Catalyst (Lote: R65997)	Multilink Primer A: agua e iniciadores. Multilink Primer B: ácido fosfórico acrilato, hidroxietil metacrilato, metacrilato modificado con ácido poliacrílico y estabilizadores. Multilink Base y Catalizador: bis-EMA, UDMA, bis-GMA, HEMA, relleno de vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, catalizadores, estabilizadores y pigmentos.
Speed Cem (SC)	Ivoclar vivadent, Schaan, Liechtenstein (Lote: 523437)	La matriz del monómero está compuesta de dimetacrilatos y monómeros ácidos. El relleno inorgánico está compuesto por vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, copolímero y dióxido de silicio altamente disperso. El contenido adicional son iniciadores, estabilizadores y pigmentos de color (< 1 %). El tamaño de la particular primaria de relleno inorgánico está entre 0.1 µm y 7 µm. El tamaño medio de partícula es de 5 µm. El total de contenido inorgánico es aproximadamente del 40% del volumen.
Speed Cem + Multilink Primer A + Multilink Primer B (SM)	Ivoclar vivadent, Schaan, Liechtenstein (Lote: 523437) Multilink Primer A (Lote: R53042) Multilink Primer B (Lote: R60727)	La matriz del monómero está compuesta de dimetacrilatos y monómeros ácidos. El relleno inorgánico está compuesto por vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, copolímero y dióxido de silicio altamente disperso. El contenido adicional son iniciadores, estabilizadores y pigmentos de color (< 1 %). El tamaño de la particular primaria de relleno inorgánico está entre 0.1 µm y 7 µm. El tamaño medio de partícula es de 5 µm. El total de contenido inorgánico es aproximadamente del 40% del volumen. Multilink Primer A: agua e iniciadores. Multilink Primer B: ácido fosfórico acrilato, hidroxietil metacrilato, metacrilato modificado con ácido poliacrílico y estabilizadores.

Abreviaturas: BisEMA: bisfenol A etoxilado dimetacrilato; UDMA: dimetacrilato de uretano; Bis-GMA: bisfenol A diglicil éter dimetacrilato; Hema: 2-hidroxietil metacrilato.

Tabla 7. Fabricantes y composición química de los cementos empleados en el estudio.

Los bloques de composite se cementaron a los dientes ya preparados con los diferentes cementos de acuerdo a las instrucciones del fabricante, con las diferentes estrategias de polimerización: Inmediata, diferida a los 3 minutos y diferida a los 5 minutos (Figura 4).



Figura 4. Muestras preparadas con las diferentes estrategias de polimerización.

Las interfases se pulieron con fresa diamantada de grano fino a alta velocidad y con contraangulo a baja velocidad con discos (sof lex pop on 3M) de grano medio para eliminar las rebabas y dejar la interfase expuesta a la humedad.

Seguidamente todas las muestras se almacenaron en estufa de incubación (Raypa S.L. Pol.Ind. "Els Bellots" 08227 Terrasa, Barcelona, España.) a 37°C en recipientes con agua destilada y etiquetados según el tratamiento que iban a recibir posteriormente (Figura 5).



Figura 5. Estufa de incubación con las muestras en su interior.

Pasadas 24 horas, el grupo que iba a ser termociclado fue introducido en la máquina de termociclado con variaciones de temperatura de 5°C – 55°C durante 6000 ciclos (Figura 6).

Figura 6. Máquina de termociclado.

Tras el termociclado se cortaron las raíces de las muestras con micrótopo de tejidos duros (Struers Minitom, Copenhagen, Denmark) con disco diamantado, la pulpa cameral se eliminó desde apical con turbina y fresa diamantada. Dicha cavidad cameral se grabó con ácido ortofosfórico al 37 % durante 15 segundos, lavado, secado y se aplicó adhesivo Excite F monodosis (Ivoclar Vivadent Lot:

S24227), pasados 10 segundos se aplicó aire suavemente para evaporar el solvente y se polimerizó con lámpara de polimerizar (Bluephase, Ivoclar Vivadent).

A continuación se obturó la cavidad cameral con composite (Tetric Evoceram, Ivoclar Vivadent) mediante técnica incremental con polimerización entre capas. con un espesor de capa máximo de 2 mm en cada incremento.

Seguidamente se marcó con un rotulador indeleble (Staedtler Mars GmbH & Co. Moosäckerstraße 390427 Nürnberg, Alemania.) la zona de dentina en la parte apical, posteriormente se adhirió la muestra a un soporte de resina por la zona coronal mediante cera y finalmente se procedió a cortar el diente por la zona apical, mediante máquina de corte (Struers Accuton- 50, Copenhagen, Denmark Ser. No. 5010323) obteniendo varillas de secciones aproximadas de 1x1 mm de grosor (Figuras 7a, 7b y 8).



Figuras 7a y 7b. Máquina de corte Struers Accuton- 50.

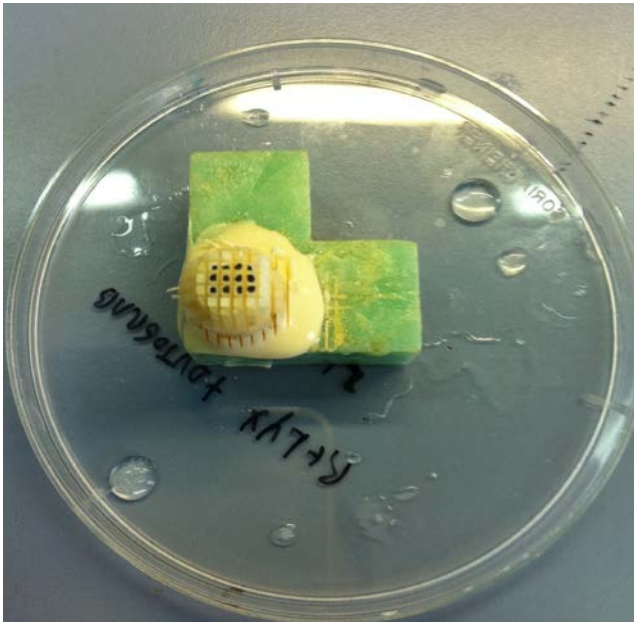


Figura 8. Muestra preparada para seleccionar las varillas sin esmalte periférico.

Estas varillas fueron separadas de la muestra con microtomo de tejidos duros (Struers Minitom, Copanhagen, Denmark) usándose sólo las varillas marcadas y desechándose las que contenían esmalte.

Seguidamente las muestras obtenidas se numeraron y midieron la interfase de unión con un calibre digital (Mitutoyo Digimac) para hallar el área de la misma midiendo base por altura de la interfase.(Figura 9)

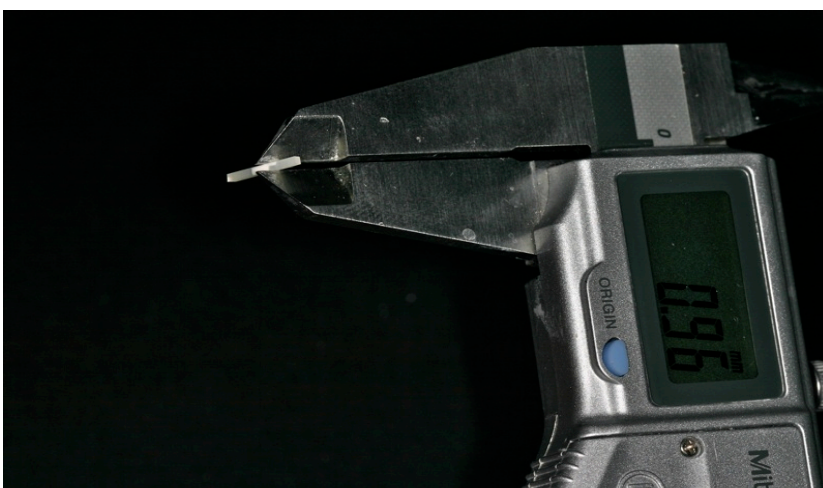


Figura 9. Calibre digital Mitutoyo Digimac.

Representación gráfica del método experimental.

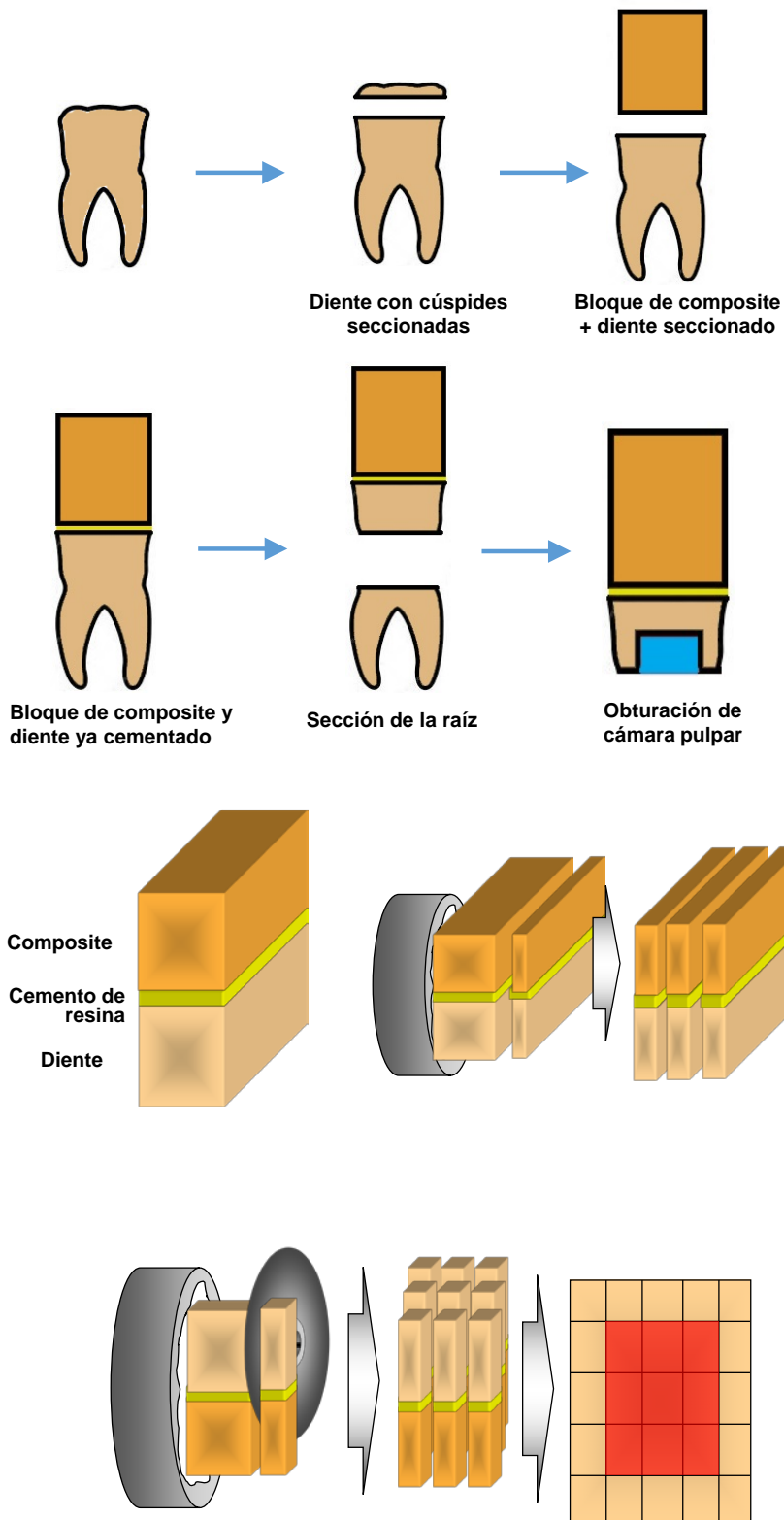
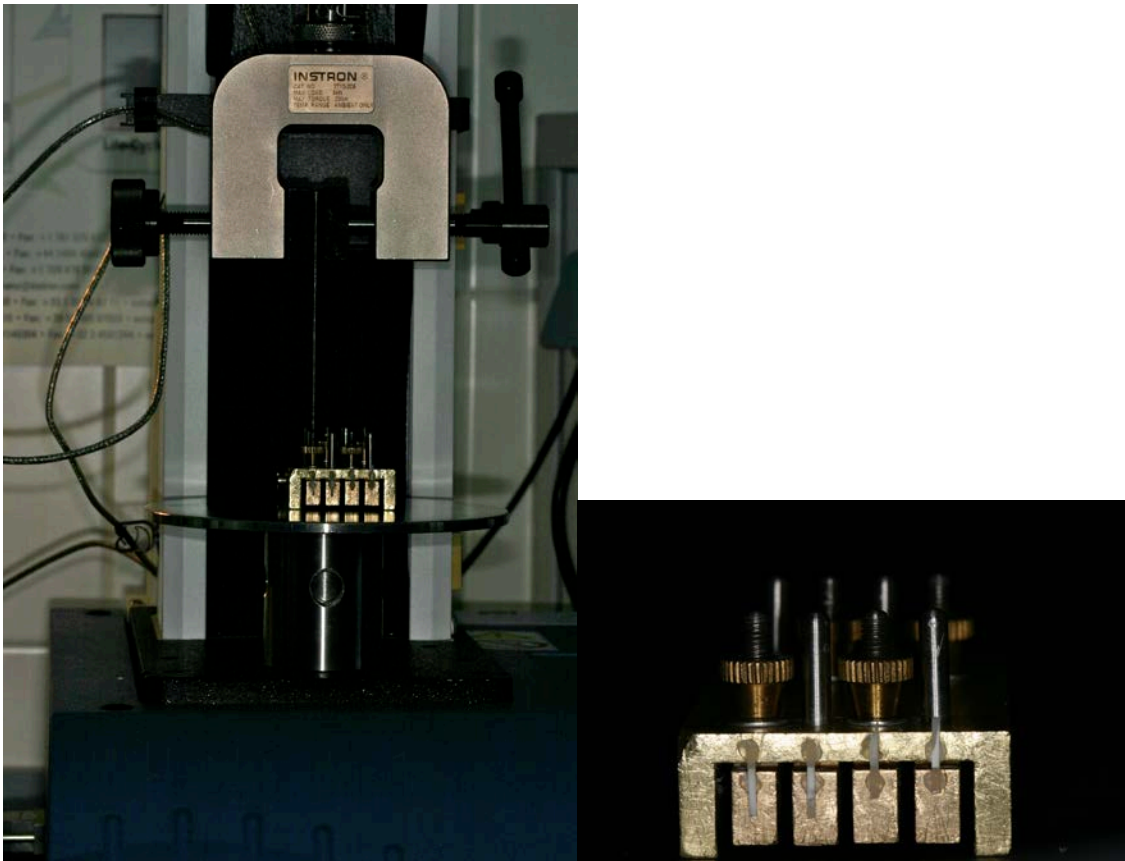


Figura 10. Esquema representación gráfica del método experimental.

A continuación cada muestra se pegó individualmente por los extremos, respetando la interfase, con pegamento de cianocrilato (Superglue Gel, Henkel Loctite, Dusseldorf, Germany) a la mordaza de compresión. Se usó la célula de 500 Newtons, con el método de ensayo de tracción por compresión en la máquina de ensayo (Instron 3345, Ser no. 3345K3327, Canton, Mass) (Figuras 11a y 11b).



Figuras 11a y 11b. Máquina de ensayo Instron 3345 con las muestras adheridas a la mordaza de compresión.

Las varillas fracturadas fueron cuidadosamente retiradas de la mordaza de compresión, almacenadas y etiquetadas (Figura 12).

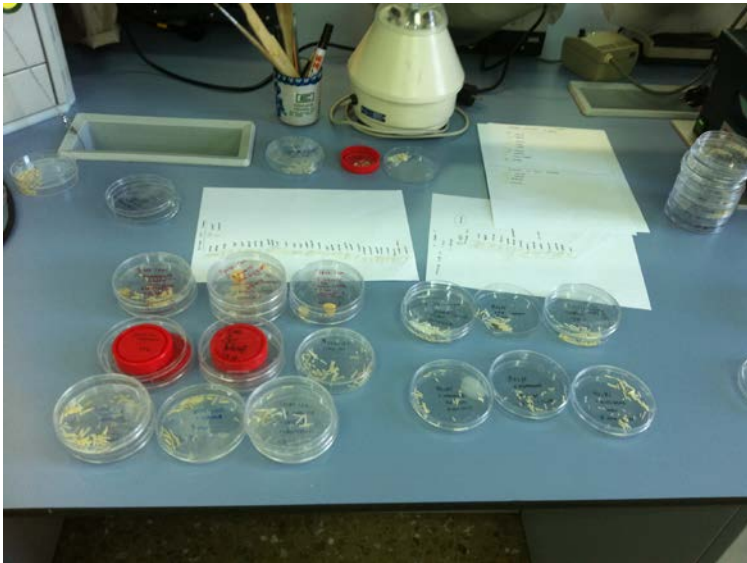


Figura 12. Almacenado y etiquetado de las varillas fracturadas.

11.3 Análisis Fractográfico.

Se efectuó la observación de los especímenes fracturados utilizando un esteromicroscopio (Olympus SZ-CTV, Olympus, Tokio, Japan) de 40 aumentos con el fin de determinar el tipo de fallo (Figura 13). Los tipos de fallo de la fractura de las interfases fueron clasificadas en:

Fallo adhesivo (A), fallo mixto (M) y fallo cohesivo (C).



Figura 13. Esteromicroscópio Olympus SZ-CTV.

11.4 Microscopía electrónica de barrido (MEB).

Para el estudio de las interfases se seleccionaron 3 secciones de forma aleatoria de cada grupo experimental pertenecientes a la prueba de microtensión para la observación de la superficie fracturada de cada varilla con MEB.

Las secciones seleccionadas fueron lavadas con una solución de hipoclorito al 10% con agua destilada durante 10 minutos, para eliminar los restos orgánicos y posteriormente fueron introducidas en agua destilada durante 20 minutos. A continuación se desecaron en cámara de sílice al vacío a 37°C durante 24 horas,

con gel de sílice de 3-6mm en su interior (Panreac Química SAU, E-08211 Castellar del Vallés, Barcelona, España). (Figura 14a y 14b)



Figura 14a y 14b. Cámara de sílice al vacío y gel de sílice.

Las muestras fueron montadas en portamuestras de microscopio electrónico de barrido (SEM) de aluminio y revestidas en una pulverización de carbón mediante un evaporador de carbón (EMITECH modelo K975X). (Figura 15).



Figura 15. Portamuestras de microscopio electrónico de barrido (SEM) de aluminio con muestras revestidas de pulverización de carbón.

Los modos de fallo de fractura se examinaron mediante (SEM), (ZEISS modelo SUPRA 40VR) para examinar la morfología de las interfases despegadas.(Figura 16)



Figura 16. Microscopio electrónico de barrido de presión variable de alta resolución ZEISS modelo SUPRA 40VR.

11.5 Análisis Estadístico.

11.5.1 Estadística descriptiva.

Se ha efectuado un análisis estadístico de todas las variables estudiadas.

Como medida de tendencia central se utilizó la media aritmética y como medida de dispersión la desviación estándar. La distribución normal de los datos se exploró con el test de Kolmogórov-Smirnov.

11.5.2 Estadística analítica.

Los resultados se analizaron con los test no paramétricos Kruskal Wallis para comparaciones múltiples y U de Mann-Whitney para comparaciones por pares una vez que se analizó que la distribución no era normal. Se consideraron significativos valores de $p < 0,05$.

Los fallos pretest no fueron incluidos en el análisis estadístico.

El análisis estadístico de los datos se realizó con el programa de estadística SPSS/PC+ V-4.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

12. Resultados:

Se compararon los valores de adhesión de los cementos con las distintas variables a estudio:

1. Demora en la polimerización; Inmediato (Inm), a los 3 minutos (3m) y a los 5 minutos (5m). Tiempo de Polimerización (TP)
2. Envejecimiento; 24 horas y termociclado 6000 ciclos (Aging).
3. Pretratamiento.
4. Tipo de cemento.

Los resultados de microtensión (μ TBS) con medias y desviaciones estándar en MPa se muestran en la tabla 8.

		Tiempo de polimerización (TP)							
Cem	Aging	inm		3m		5m		Total	
		N	Media (dt)	N	Media (dt)	N	Media (dt)	N	Media (dt)
RU.	24h	31	24,60 (10.04)	32	25,48 (9,71)	27	23,86(6,72)	90	24,69(8.96) 1, a
	6000c	28	21,02 (7,05)	28	21,94(7,68)	27	20,13(6.02)	83	21,04(6,91) 1, b
	Total	59	22,90 (8,86)	60	23,83(8,92)	54	21,99(6.60)	173	22,94(8.23) 1
RM.	24h	28	35,03(10.74)	29	35,13(9,83)	28	37,14(11.31)	85	35,76(10,55) 2,3
	6000c	26	35,31(11.12)	24	34,49(8,68)	26	35,06(10,84)	76	34,96(10,18) 2
	Total	54	35,16(10.82)	53	34,84(9.24)	54	36,13(11,03)	161	35,38(10,35) 2
MA.	24h	37	33,93(10,56)	46	34,91(12.09)	40	33,88(10.79)	123	34,28(11,15) 2, a
	6000c	29	28,99(14,02)	41	31,64(16,48)	27	32,03(16,52)	97	30,95(15,69) 3, b
	Total	66	31,76(12.35)	87	33,37(14.33)	67	33,13(13,31)	220	32,81(13,41) 3
SC.	24h	20	7,72(3,60)	26	8,89(2,62)	29	8,94(3,42)	75	8,59(3,70) 4
	6000c	28	7,49(2,27)	24	8,27(3.11)	26	7,27(2,30)	78	7,65(2,56) 4
	Total	48	7,59(2,86)	50	8,59(2,86)	55	8,15(3,04)	153	8,11(2,93) 4
SM.	24h	22	39,92(10,01)	27	38,38(11,99)	25	36,19(14.00)	74	38,09(12,11) 3
	6000c	27	36,31(6,99)	28	39,63(5,67)	27	34,60(8.54)	82	36,88(7,36) 2
	Total	49	37,93(8,57)	55	39,01(9,26)	52	35,37(11.40)	156	37,45(9,89) 2

Números diferencias entre cementos para el mismo envejecimiento y globales (última columna) ; a, b; diferencias por el envejecimiento. solo son significativas para los cementos 1 (RU.) y 3 (MA.).

No existen diferencias en ningún cemento debidas al tiempo de polimerización diferida. Todos los cementos se comportan igual.

Tabla 8. Medias y desviaciones estándar en Mpa de todos los cementos a estudio.

12.1. Evaluación del efecto de diferir la polimerización:

Para el estudio comparativo dado que son comparaciones múltiples, utilizamos el análisis de Kruskal-Wallis.

Se realizó para cada cemento comparando los valores en MPa de la variable momento de polimerización.

El análisis estadístico mostró que el momento de polimerización con luz de los cementos estudiados, no presenta diferencias estadísticamente significativas respecto de hacerlo inmediatamente, a los 3 minutos y a los 5 minutos.

- Relyx Unicem (RU) ($p=0,561$).

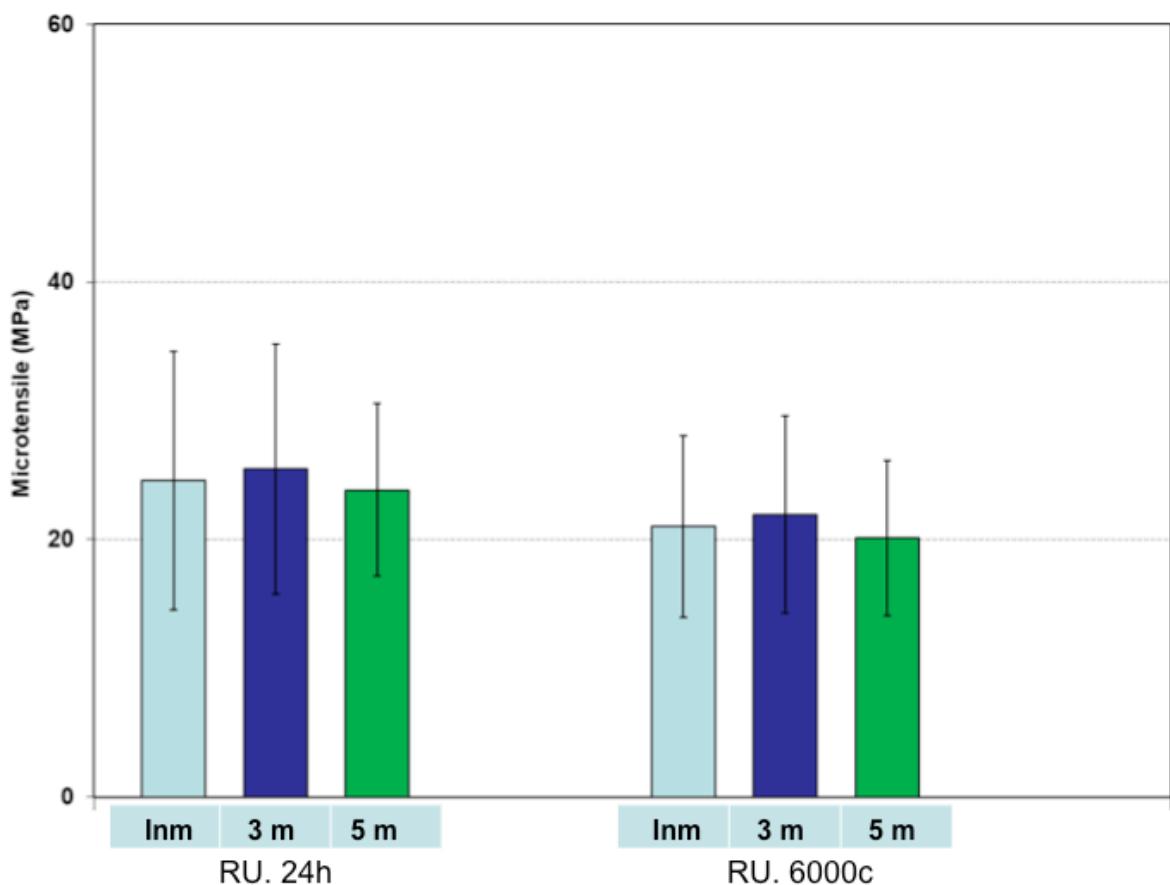


Gráfico 1. Media y desviación estándar (Mpa) de microtensión del cemento RU. en 24 horas y 6000 ciclos al polimerizar inmediatamente, a los 3 minutos y a los 5 minutos.

- Relyx Unicem + (Multilink primer A + Multilink primer B) (RM) ($p= 0,896$).

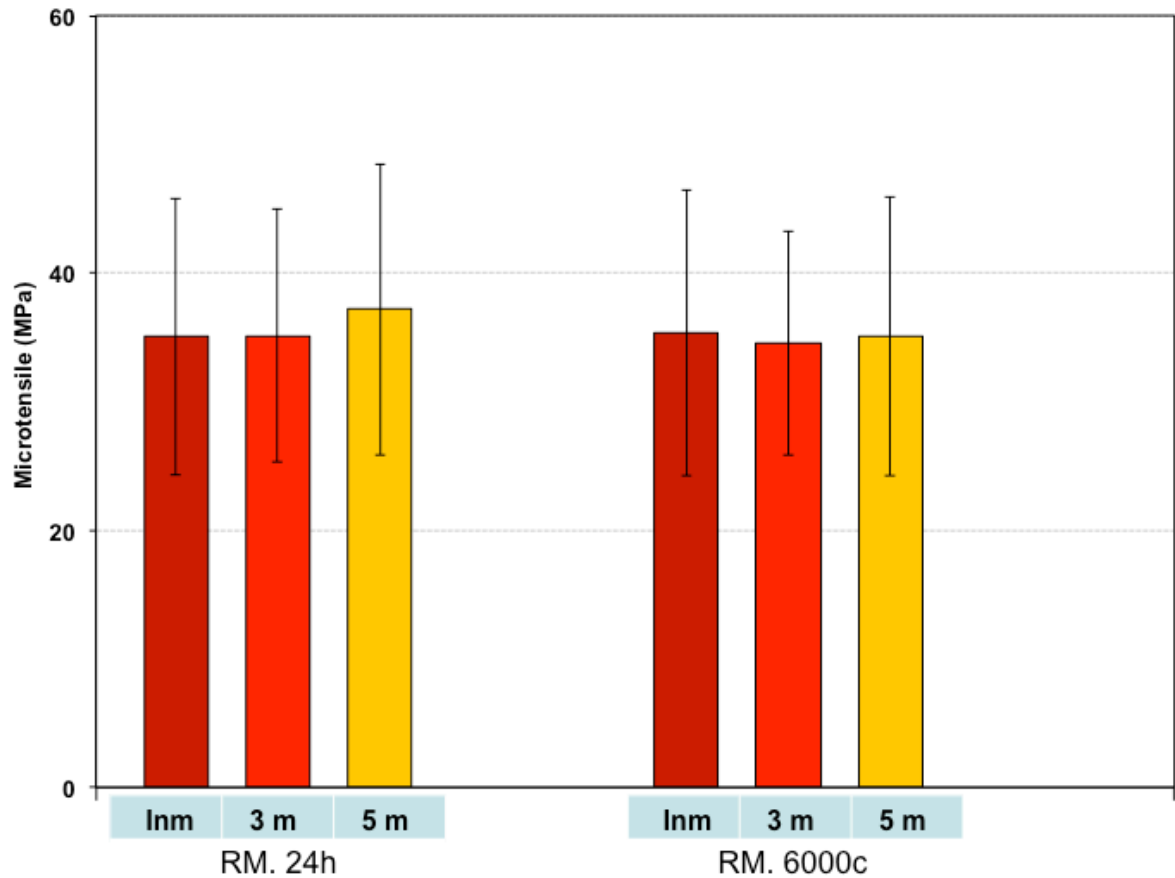


Gráfico 2. Media y desviación estándar (Mpa) de microtensión del cemento RM. en 24 horas y 6000 ciclos al polimerizar inmediatamente, a los 3 y a los 5 minutos.

- Multilink Automix (MA) ($p= 0,848$).

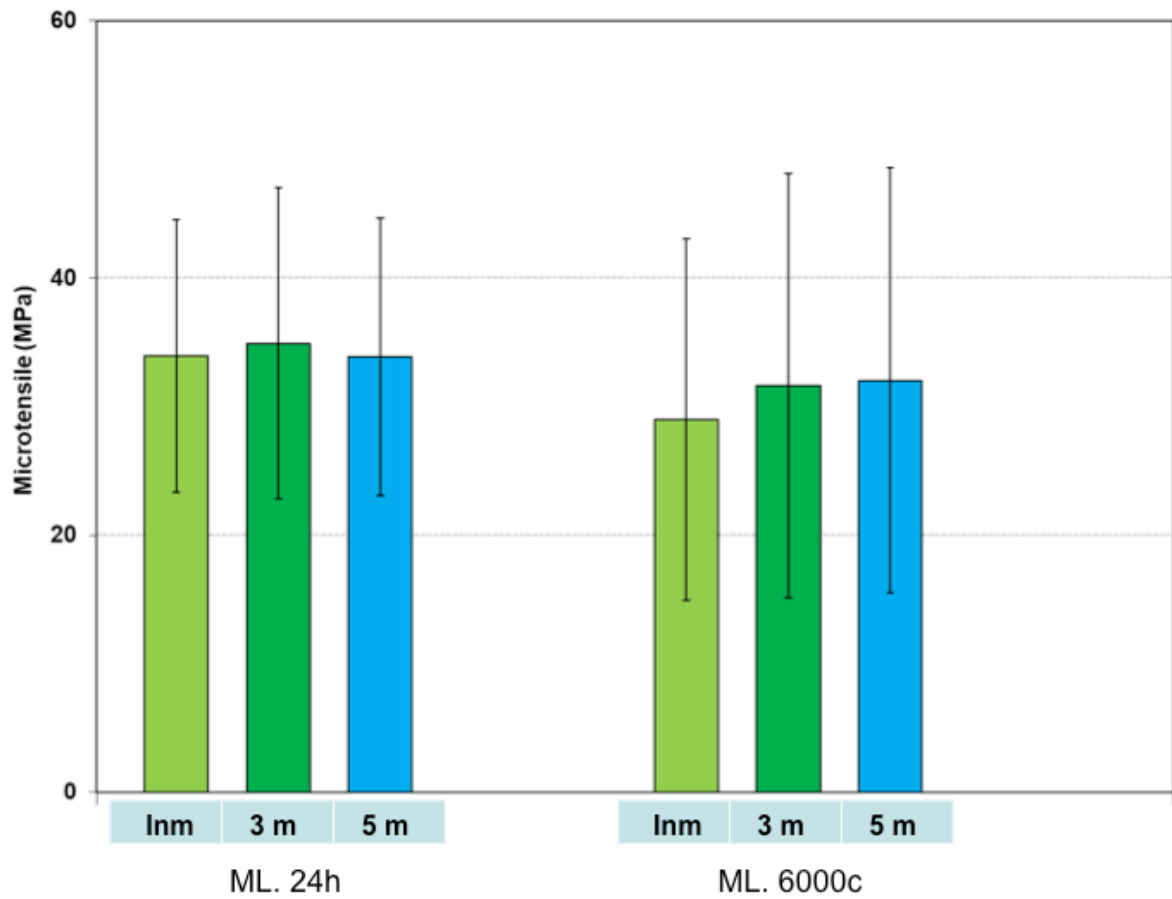


Gráfico 3. Media y desviación estándar (Mpa) de microtensión del cemento MA. en 24 horas y 6000 ciclos al polimerizar inmediatamente, a los 3 y a los 5 minutos.

- Speed Cem (SC) ($p=0,111$).

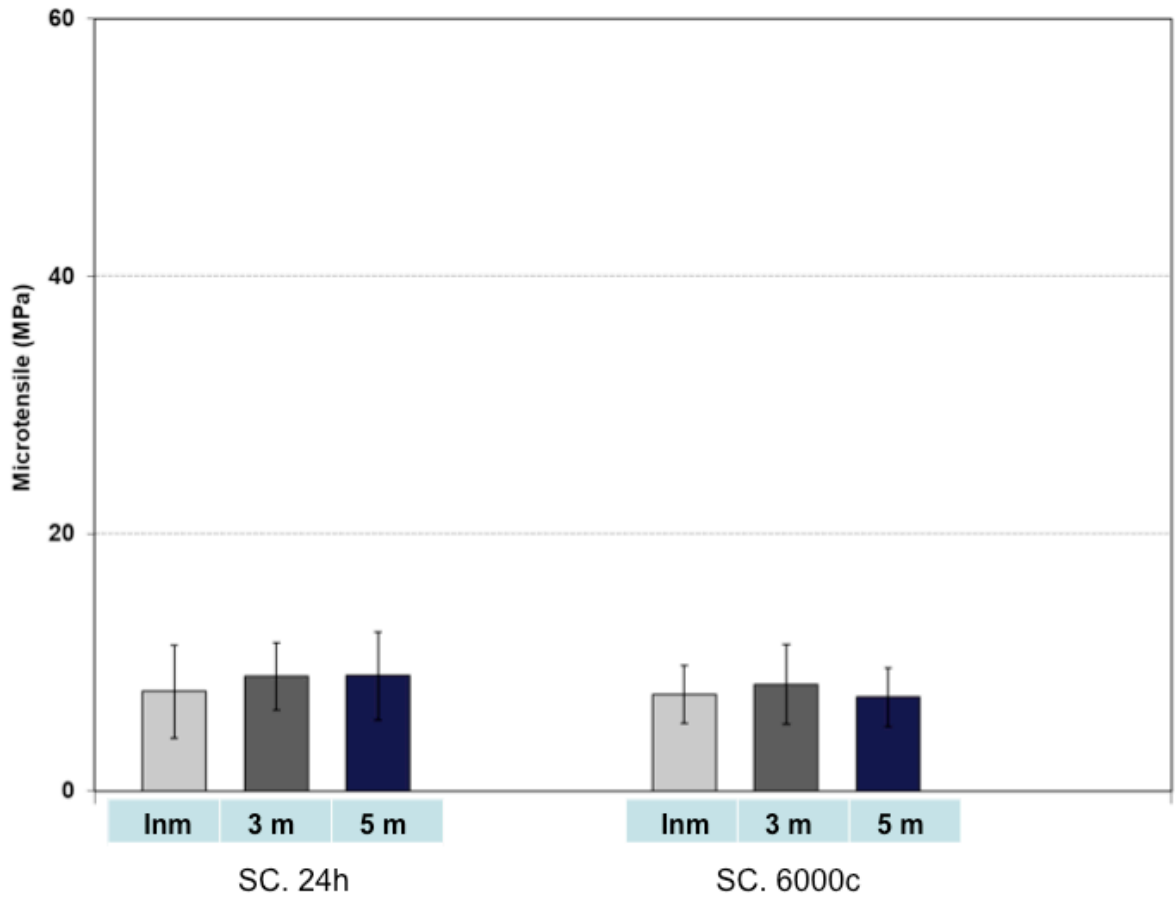


Gráfico 4. Media y desviación estándar (Mpa) de microtensión del cemento SC. en 24 horas y 6000 ciclos al polimerizar inmediatamente, a los 3 y a los 5 minutos.

- Speed Cem + (Multilink primer A + Multilink primer B) (SM) ($p=0,117$).

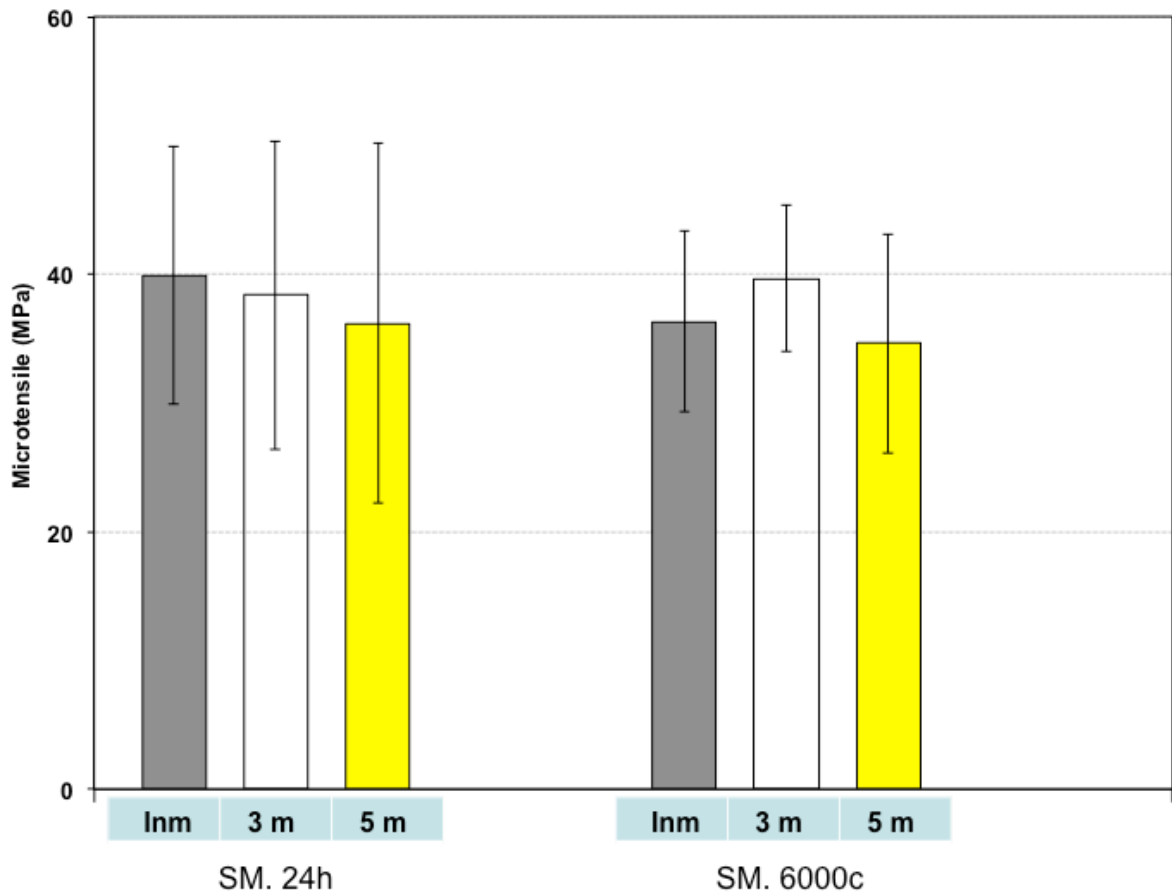


Gráfico 5. Media y desviación estándar (Mpa) de microtensión del cemento SM. en 24 horas y 6000 ciclos al polimerizar inmediatamente, a los 3 y a los 5 minutos.

Dado que diferir la polimerización no es significativo en ninguno de los cementos, en las siguientes comparaciones se realizan sobre los totales, tanto a las 24 horas como a los 6000 ciclos, para averiguar la significancia estadística de las siguientes variables a estudio.

12.2. Evaluación del efecto del envejecimiento (AGING) o termociclado 6000 ciclos.

Comparativa cementos 24h y 6000 ciclos.

Cemento	24 horas	N	6000 Ciclos	N
RU	24,69 (8,96)	90	21,04 (6,91)	83
RM	35,76 (10,55)	85	34,96 (10,18)	76
MA	34,28 (11,15)	123	30,95 (15,69)	97
SC	8,59 (3,70)	75	7,65 (2,56)	78
SM	38,09 (12,11)	74	36,88 (7,36)	82

Tabla 9. Media y desviación estandar (Mpa) de microtensión de los cementos a estudio de los valores totales a las 24 horas y a los 6000 ciclos.

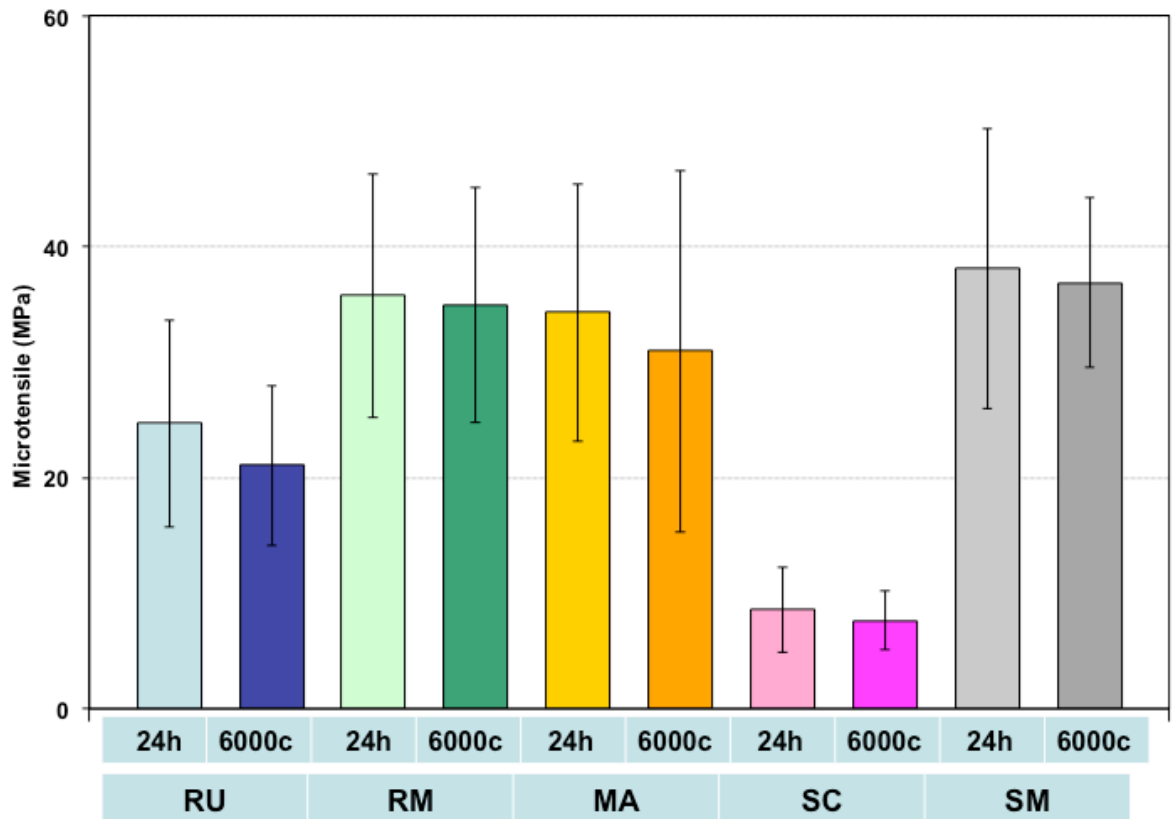


Gráfico 6. Media y desviación estándar (Mpa) de microtensión de todos los cementos a estudio en 24 horas y 6000 ciclos.

Para el estudio comparativo dado que son comparaciones por pares (24h y 6000 ciclos), utilizamos el análisis de U.de Mann Whitney.

Observamos diferencias significativas para el cemento Relix Unicem (Ru) al termociclar 6000 ciclos ($p= 0,008$) y para el cemento Multilink Automix (MA) ($p= 0,026$).

Por contra no observamos diferencias significativas en : Relyx Unicem + (Multilink primer A + Multilink primer B) (RM) ($p= 0,610$), Speed Cem (SC) ($p= 0,064$) y para Speed Cem + (Multilink primer A + Multilink primer B) (SM) ($p= 0,475$).

Dado que hay significancia entre el envejecimiento para algunos cementos, en las siguientes variables tendremos este dato en consideración.

12.3. Evaluación del efecto del pretratamiento:

En esta ocasión solo evaluamos el mismo cemento sin pretratamiento y con pretratamiento.

Para ello comparamos utilizando el análisis de U.de Mann Whitney el cemento RU con RM y SC con SM tanto a las 24 horas como a los 6000 ciclos.

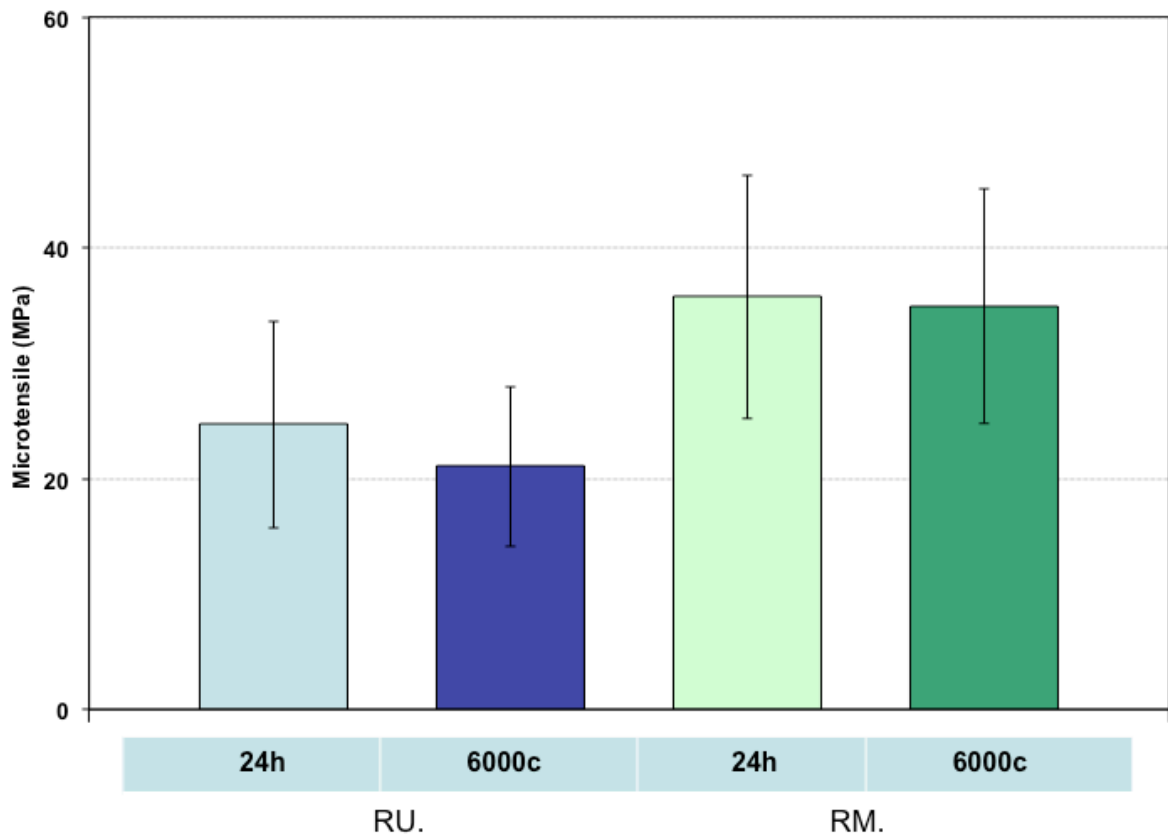


Gráfico 7. Media y desviación estándar (Mpa) de microtensión de los cementos RU. y RM en 24 horas y 6000 ciclos.

El análisis estadístico de RU comparado con RM a las 24 horas, muestra que los valores obtenidos al hacer pretratamiento son significativos ($p=0,001$). Lo mismo sucede al termociclar 6000 ciclos siendo los valores significativos ($p=0,001$).

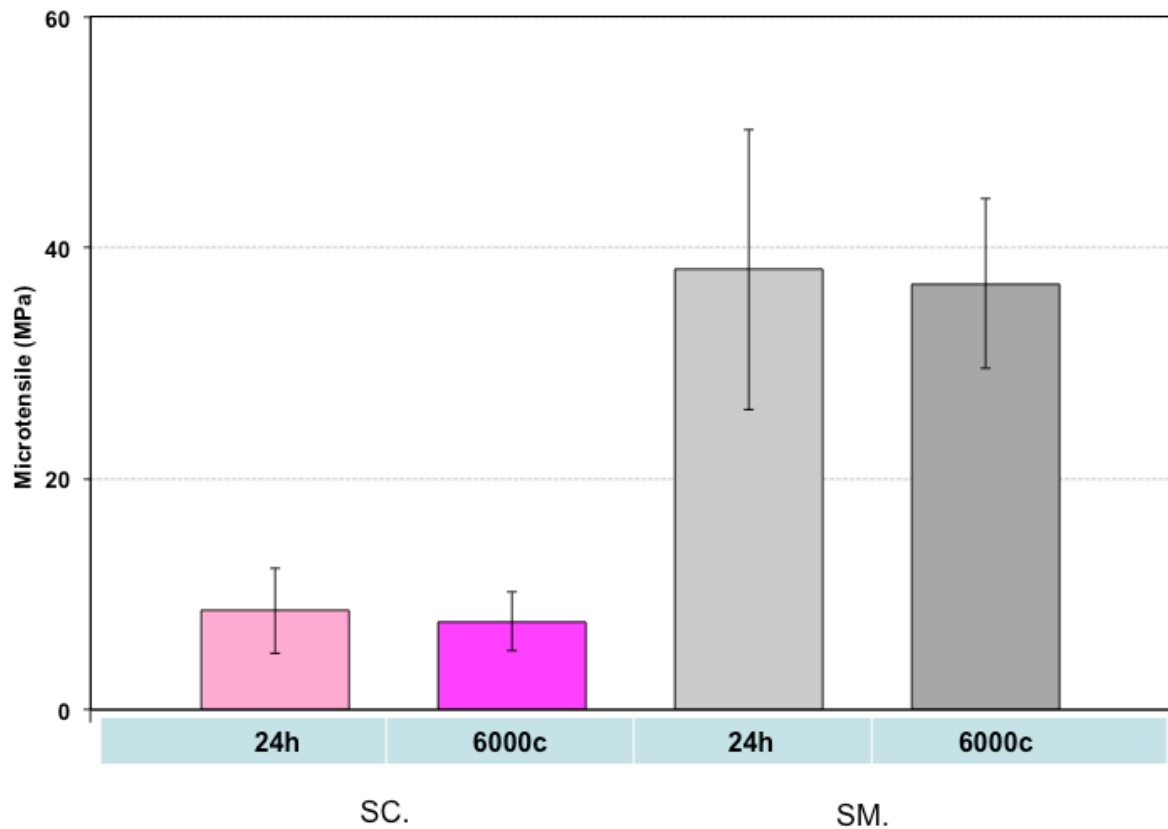


Gráfico 8. Media y desviación estándar (Mpa) de microtensión de los cementos SC. y SM. en 24 horas y 6000 ciclos.

El análisis estadístico de SC. comparado con SM. a las 24 horas, muestra que los valores obtenidos al hacer pretratamiento son significativos ($p=0,001$). Lo mismo sucede al termociclar 6000 ciclos siendo los valores significativos ($p=0,001$).

12.4. Evaluación del tipo de cemento.

Se observaron diferencias significativas mediante el análisis de U.de Mann Whitney entre los cementos al compararlos entre ellos a las 24 horas para todos, excepto RM. versus ML. $p=0,304$ y para RM versus SM $p=0,255$ siendo ambos no significativos.

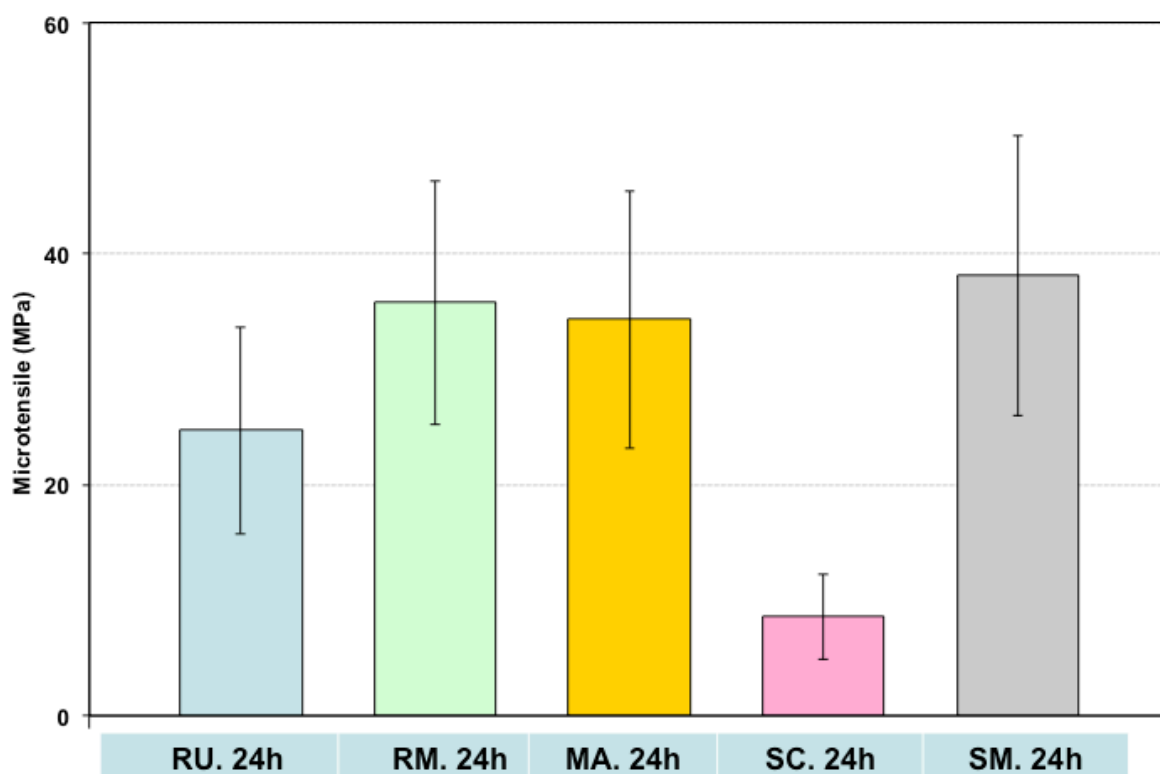


Gráfico 9. Media y desviación estándar (Mpa) de microtensión de todos los cementos a estudio a las 24 horas.

Se observaron diferencias significativas mediante el análisis de U.de Mann Whitney entre los cementos al compararlos entre ellos a los 6000 ciclos para todos, excepto en el cemento RM versus SM $p=0,296$ siendo no significativo.

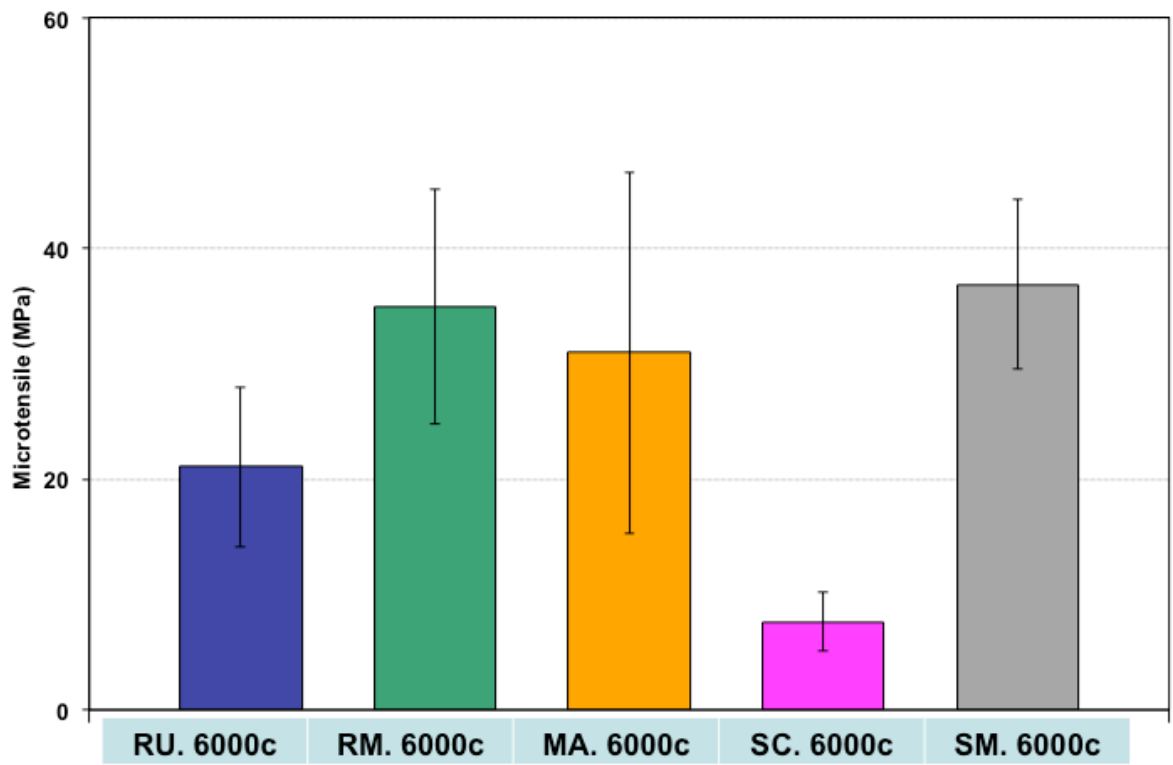


Gráfico 10. Media y desviación estándar (Mpa) de microtensión de todos los cementos a estudio a los 6000 ciclos.

Cuando se comparan los cementos con el total (24h + 6000 ciclos) todos los valores de adhesión son significativos excepto RM. versus SM. ($p=0,150$) siendo no significativos los valores obtenidos.

El análisis estadístico mostró que el tipo de cemento, el pretratamiento y el envejecimiento influyeron significativamente en la fuerza de adhesión. Sin embargo la demora en la polimerización no fue significativa ($p > 0,05$).

12.5 Análisis fractográfico.

Los porcentajes de los tipos de fallos observados quedan reflejados en el gráfico 11 tras 24 horas y en el gráfico 12 después de termociclar 6000 ciclos.

El análisis del tipo de fallo realizado con un estereomicroscopio reveló que en el caso de RU, RM, MA y SM se evidenciaron más fallos adhesivos al termociclar 6000 ciclos respecto a las 24 horas, excepto para SC que disminuyó ligeramente. Los fallos mixtos disminuyeron a los 6000 ciclos para los cementos RU, SM y en el caso de MA desaparecieron. Sin embargo en los cementos SC y RM aparecen fallos mixtos al termociclar 6000 ciclos sin que existieran a las 24 horas.

Los fallos cohesivos disminuyen a los 6000 ciclos para los cementos SM, MA, RM, excepto para RU que aumentó ligeramente. En el caso de SC no presenta fallos cohesivos ni a las 24 horas ni a los 6000 ciclos.

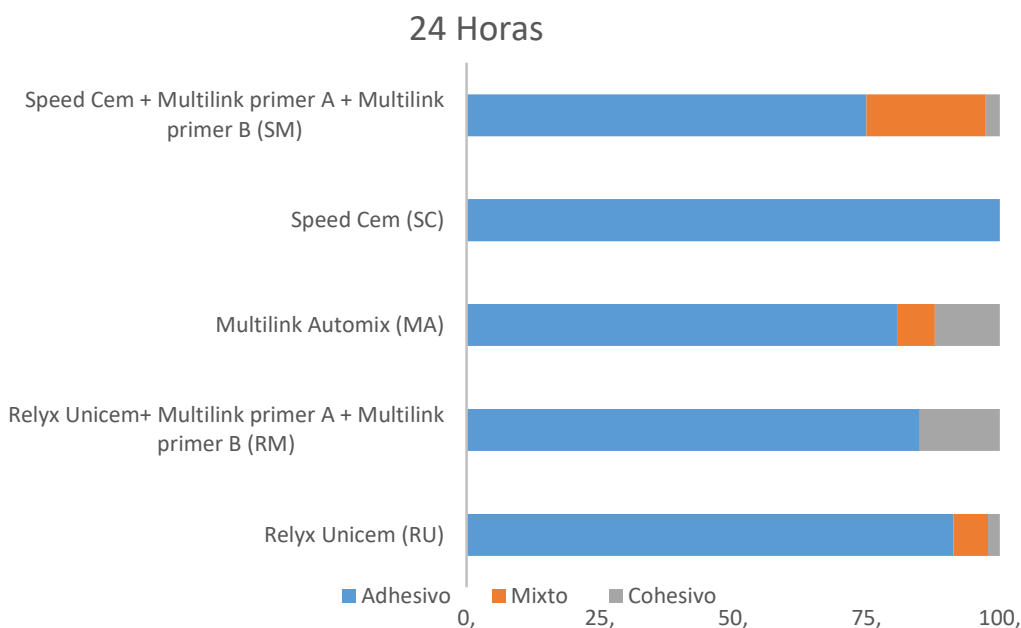


Gráfico 11. Porcentajes de tipos de fallo (Adhesivo, Mixto y Cohesivo) a las 24 horas de los cementos estudiados.

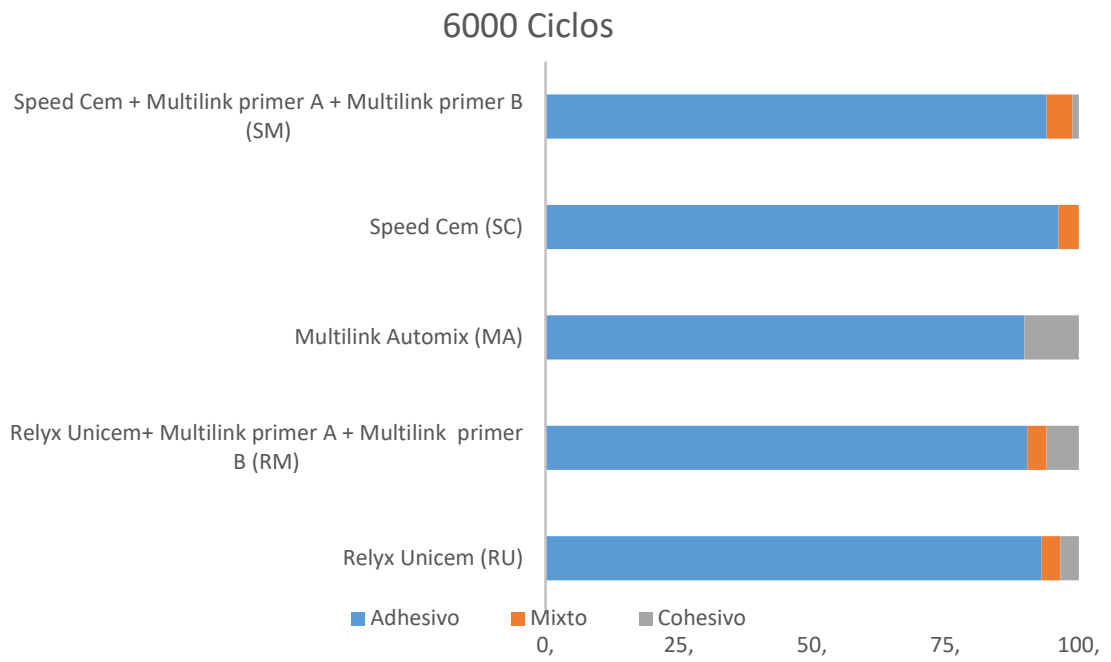


Gráfico 12. Porcentajes de tipos de fallo (adhesivo, mixto y cohesivo) al termociclar 6000 ciclos los cementos estudiados.

Tabla de contingencia fallo * cemento * Tiempo polimerización diferido * aging

Recuento				cemento					Total	
aging	tiempo polimerización diferido	fallo	tipo de fallo	Rely X	Rely X AG	ML	Speed C	Speed C AG		
24 horas	inmediato	fallo	adhesivo	31	28	27	20	20	126	
			mixto	0	0	10	0	2	12	
			cohesivo	0	6	6	0	2	14	
			Total		31	34	43	20	24	152
	3 minutos	fallo	adhesivo	adhesivo	26	29	46	26	20	147
				mixto	6	0	0	0	7	13
				cohesivo	2	8	9	0	0	19
			Total		34	37	55	26	27	179
	5 minutos	fallo	adhesivo	adhesivo	27	28	40	29	17	141
				mixto	0	0	0	0	8	8
				cohesivo	0	1	2	0	0	3
				pretest	0	0	0	6	0	6
		Total		27	29	42	35	25	158	
6000 ciclos	inmediato	fallo	adhesivo	28	26	29	25	25	133	
			mixto	0	0	0	3	2	5	
			cohesivo	0	2	11	0	0	13	
			pretest	0	0	0	7	0	7	
			Total		28	28	40	35	27	158
	3 minutos	fallo	adhesivo	adhesivo	25	23	41	24	26	139
				mixto	3	1	0	0	2	6
				cohesivo	3	3	0	0	1	7
				pretest	0	0	0	10	0	10
			Total		31	27	41	34	29	162
	5 minutos	fallo	adhesivo	adhesivo	27	26	27	26	27	133
				cohesivo	0	2	0	0	0	2
pretest				0	0	0	17	0	17	
		Total		27	28	27	43	27	152	

Tabla 10. Tipos de fallo de los cementos a estudio.

12.6 Microscopía electrónica de barrido (MEB).

En la valoración de la microscopía electrónica de barrido se han seleccionado, de forma aleatoria, dos imágenes de cada tipo de fallo (adhesivo, mixto y cohesivo) para ilustrar la exposición de los resultados del trabajo.

Una foto corresponde a la imagen de un tipo de fallo con magnificación x60 y la otra es la misma imagen, con x1500 aumentos.

En el siguiente espécimen adherido con el cemento Multilink Automix (MA) se observa un fallo cohesivo. Figura 17 A y Figura 17 B.

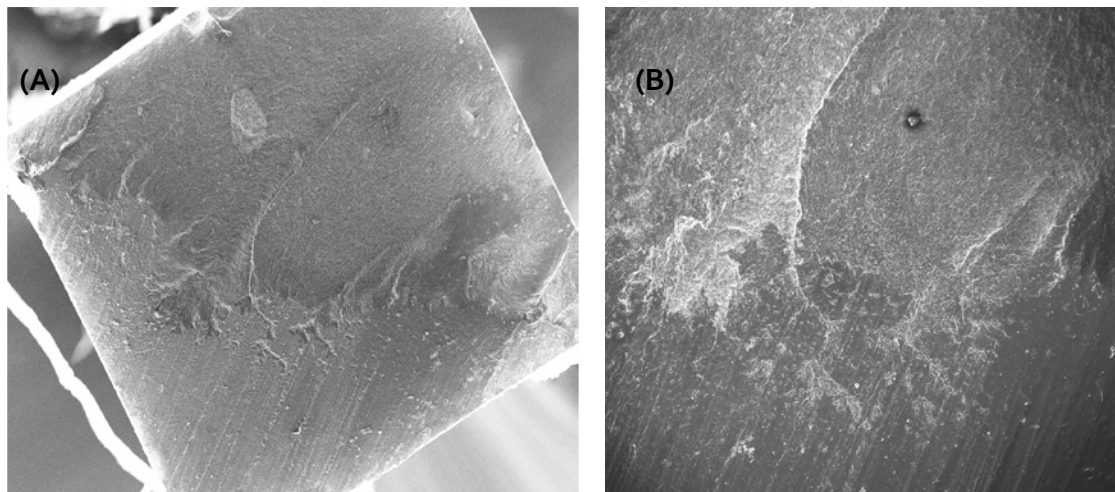


Figura 17 A, fallo cohesivo observado en Multilink Automix (MA) (magnificación x 60). Figura 17 B, a mayor magnificación (magnificación x 1500).

En el siguiente espécimen adherido con el cemento Relix Unicem (RU) se observa un fallo de tipo adhesivo. Figura 18 C y Figura 18 D.

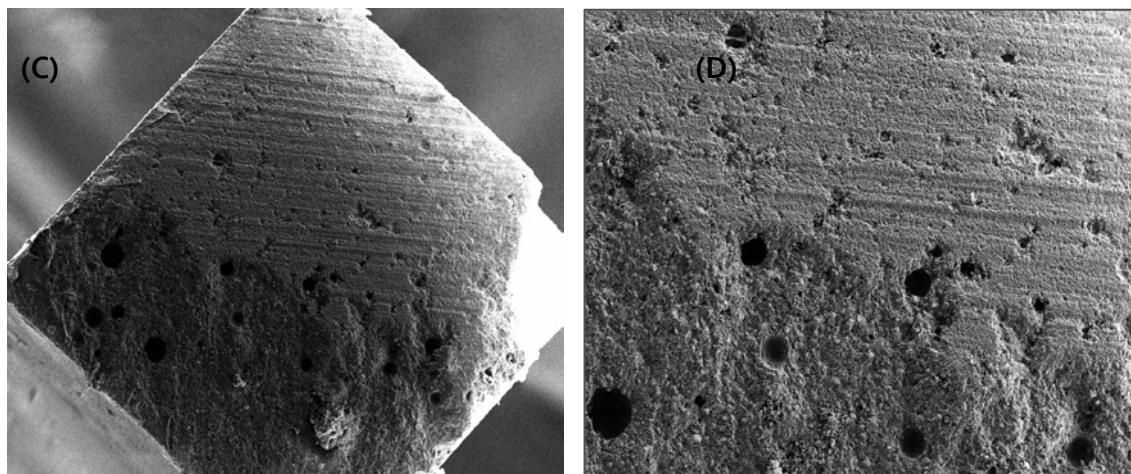


Figura 18 C, fallo adhesivo observado en Relyx Unicem (RU) (magnificación x 60). Figura 18 D, a mayor magnificación (magnificación x 1500).

En el espécimen adherido con el cemento Speed Cem + Multilink primer A + Multilink primer B (SM) se observa un fallo de tipo mixto. Figura 19 E y Figura 19 F.

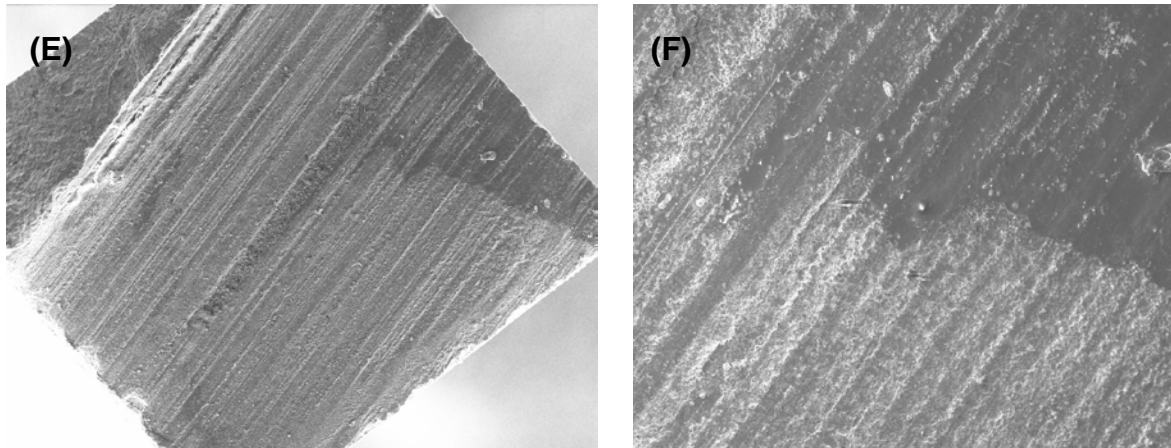


Figura 19 E, fallo mixto observado en Speed Cem + Multilink primer A + Multilink primer B (SM) (magnificación x 60). Figura 19 F a mayor magnificación (magnificación x 1500).

13. Discusión:

Materiales y metodología.

En el presente trabajo, todas las muestras se prepararon manteniendo las mismas condiciones ambientales de humedad (52%) y temperatura (23°C). Además se realizaron por el mismo operador, con los mismos instrumentos y aparatología con el fin de evitar cambios en los factores que intervienen en la investigación, y por lo tanto no interferir o no introducir sesgos en los resultados.

Selección de las muestras y tratamiento de las superficies dentarias.

Para el estudio experimental se utilizaron molares y premolares extraídos por patología periodontal o por prescripción ortodóncica, libres de caries según el sistema ICADS II, sin obturaciones o que presentaran alteraciones del esmalte. La selección de estos dientes viene avalada por diferentes estudios de microtensión publicados⁹³⁻⁹⁶ donde la mayoría emplean molares y en menor medida premolares, Esta elección se debe a la morfología de estos, ya que el área de dentina perpendicular al eje axial de estos dientes, es mayor que en otras piezas como incisivos o caninos y a la mayor facilidad de obtención de los mismos.

Como superficie dentaria, para la adhesión de los bloques de composite se utilizó únicamente dentina, al igual que otros estudios de microtensión similares.^{53,97-99} La adhesión a dentina es un proceso mucho más complejo y menos predecible que al esmalte, dada la estructura intrínseca de la dentina que presenta elementos que pueden afectar a la adhesión.^{100,101} Y a su heterogénea composición, con menor estructura calcificada y mayor contenido acuoso.¹⁰⁰⁻¹⁰² Por otro lado, dependiendo de la edad del individuo o reacciones patológicas que haya soportado la dentina, podemos encontrarnos con un variable grosor de dentina residual.¹⁰² Otra característica es la presencia de barrillo dentinario

(smear layer) formado como consecuencia de la preparación cavitaria.^{30, 100,101,103}

En este estudio tanto el corte de la corona clínica, como el pulido de la dentina, se hizo siempre con refrigeración con agua. El grano de diamante utilizado también es determinante, cuanto más fino es, más delgada es la capa de barrillo dentinario. Se usaron discos de papel abrasivo al agua de 500 grit, siendo este un grano muy fino, quedando el barrillo dentinario minimizado, por lo que también es un factor a tener en cuenta.

Podríamos decir que en dentina, existe controversia respecto a la mejor técnica adhesiva, aunque dependerá del tipo de dentina y del sistema de unión utilizado.¹⁰⁰

La presencia de humedad en la superficie dentinaria tras el tratamiento con ácido, es otro factor a tener en cuenta. El grado de hidratación de la superficie dentinaria debe ser perfectamente controlada, dependiendo del solvente presente en el adhesivo. Cuando el solvente sea acetona o alcohol puede haber mayor flexibilidad en la presencia de humedad, no así cuando el solvente sea agua.^{30,102}

La técnica autograbante revela bajos valores de adhesión, respecto de la técnica de adhesión de grabado total en dentina, aunque esta última depende en gran medida del operador y la técnica empleada.¹⁰⁴

En el presente trabajo, empleamos en los grupos en los que se hizo pretratamiento de la dentina, un adhesivo dentinario autograbante, con lo que no hay riesgo de desecar o sobrehidratar la dentina, además de tratarse este trabajo de un estudio in vitro, sin presencia de humedad durante el proceso de adhesión.

Por otro lado tanto la superficie dentinaria a adherir, como los bloques de composite presentaban una superficie plana y lisa, ya que las rugosidades en las superficies hacen que éstas no entren en contacto estrecho, además de facilitar la aparición de burbujas de aire en la superficie del tejido dentario o en el cemento adhesivo.¹⁰⁵

Por tanto, los tres factores que pueden favorecer la adhesión son el contacto estrecho, ausencia de burbujas de aire y una buena humectancia, lo que se consigue más fácilmente con superficies planas y pulidas¹⁰⁶ tal como se hizo en este estudio.

Conservación de las muestras.

Debemos considerar el tiempo y el medio de almacenamiento de las muestras tras su selección, ya que esto podría influir en los resultados de la fuerza de adhesión según diversos autores.^{107,108} Por el contrario, otros estudios concluyen que los medios y el tiempo de conservación no tienen efecto significativo sobre la resistencia adhesiva.¹⁰⁹⁻¹¹² En la literatura se han empleado diferentes medios de almacenamiento entre los que se encuentran: timol, alcohol, hipoclorito de sodio, cloramina, formalina y glutaraldehido, como medios que poseen propiedades bactericidas y bacteriostáticas.^{106,108,113-116} Existen trabajos de investigación que avalan la utilización de agua destilada a temperatura ambiente como medio de conservación, suero salino y la congelación, aunque estos no presentan propiedades descontaminantes.^{112,117-123} Los dientes utilizados para este estudio se almacenaron en agua destilada con timol al 0,1% a 4°C en frigorífico durante 1 mes, del mismo modo que Viotti y cols.⁹⁷

Al ser este un trabajo experimental “in vitro” y a pesar de haber mantenido la humedad en las muestras con agua destilada, no se ha tenido en cuenta la presión intrapulpar, por lo que los resultados de adhesión no son extrapolables tal cual a las condiciones clínicas.^{124,125}

El principal objetivo de esta investigación es comparar los datos de fuerza adhesiva obtenidos, en relación a las variables estudiadas: momento de polimerización con luz, envejecimiento, pretratamiento y tipo de cemento.

Microtensión.

El test de microtensión se utilizó en nuestro estudio, ya que está considerado por diversos investigadores, como la técnica de mayor precisión para evaluar la fuerza adhesiva entre un material adhesivo y el sustrato.^{126,127,128}

En un estudio comparativo relativo a tres diferentes métodos de ensayo de fuerzas de fractura, microtensión, tensión y cizallamiento, se concluyó que, para los mismos sistemas adhesivos, el test de microtensión muestra los más bajos coeficientes de variación.¹²⁶

En el presente trabajo se utilizaron para el estudio de microtensión secciones de un área de aproximadamente 1mm² al igual que otros estudios.^{96,97,99}

Con lo que fue posible obtener múltiples especímenes de un mismo diente, reduciendo el número de piezas necesarias para obtener un valor estadístico.

Por otro lado, la evolución de las técnicas adhesivas y de los materiales hacen que los valores de fuerza de adhesión sean tan altos que causen fracturas cohesivas en la dentina y en el esmalte, permaneciendo intacta la interfase adhesiva.¹²⁹ Estas fracturas cohesivas no significan que la fuerza de unión entre la resina y el sustrato sea más elevada que la resistencia intrínseca del sustrato, sino que la fuerza aplicada sobre la interfase adhesiva no es uniforme y se concentra en una región concreta, provocando una fractura del sustrato.¹²⁹ Con el ensayo de microtensión se utilizan áreas más pequeñas y el número de fallos adhesivos es mayor. Al ser más pequeña el área se produce una mejor distribución del estrés.^{130,131}

En nuestro estudio el porcentaje de fracturas cohesivas es muy bajo, entorno al 5,2% debido a que la adhesión a dentina es más baja que en el esmalte y los fallos son mayoritariamente adhesivos 89,5%.

pH y barrillo dentinario.

En otras investigaciones sobre el estudio de microtensión en dentina para los cementos Relix Unicem,(RU) pH<2, Speed Cem(SC) pH=3 y Clearfil SA Cement (CC) pH=4,5, RU alcanza los mayores valores de adhesión, mostrando que valores de pH más bajos obtienen más altos valores de adhesión comparándolos con cementos de moderado y alto pH. Por otro lado no aprecian diferencias significativas entre los distintos espesores de barrillo dentinario.¹³²

Mazzitelli et al. obtienen en su estudio mayores valores de adhesión en RU que en el cemento G-Cem (pH=2,7) corroborando lo anterior.⁵³

Barcellos et al. observan que diferencias en valores de pH y acidez son factores que afectan a la fuerza de unión de cementos autoadhesivos de resina.¹³³

Los valores obtenidos en nuestro trabajo corroboran los resultados de los estudios anteriores, con la comparativa de los dos cementos autoadhesivos RU (pH<2) y SC (pH=3) donde RU, obtiene valores significativamente mayores de adhesión que SC en todas las variables planteadas, tanto a las 24h como a los 6000 ciclos.

Multistep vs One step:

Según Attia et al. no observan diferencias significativas en la fuerza de unión entre el cemento de resina autoadhesivo RU (one step) y el cemento de resina Multilink Automix (MA) (multistep) al cementar bloques de composite a bloques de zirconio.¹³⁴

En nuestro estudio sí es significativo la fuerza de adhesión al comparar los cementos autoadhesivos (one step) RU y SC con MA (Multistep) siendo este último, el que mayores valores alcanza en dicha comparación, tanto a las 24 horas como a los 6000 ciclos.

Estas diferencias pueden deberse a que nuestro estudio evalúa la adhesión a dentina y en el anterior lo hacen en bloques de zirconio, por lo que el comportamiento de los cementos en distintas superficies también es diferente.

Pretratamiento.

Araoka et al. observan en su estudio que pretratar la dentina y la restauración indirecta de composite con un adhesivo universal (Scotchbond Universal o Clearfil Universal Bond) junto con la polimerización con luz previa al cementado en ambos, aumentaba los valores de adhesión en los cementos Relyx Ultimate y Panavia SA cement, respecto de otras estrategias de polimerización y de pretratamiento.⁹³

Oshima et al. concluyen en su estudio que el cemento Relyx Arc convencional y pretratamiento de la dentina con grabado ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos, junto con el adhesivo Scotchbond Multi Purpose Plus, obtienen valores más altos que los cementos autoadhesivos Relyx Unicem y Maxcem Elite. Al pretratar dentina con ácido poliacrílico al 22,5% hubo un incremento significativo de los valores de adhesión para Maxcem Elite, pero no tuvo influencia en Relyx Unicem.⁹⁸ Relyx Unicem es un cemento que contiene rellenos alcalinos, ácido fosfórico y metacrilatos multifuncionales, los cuales son responsables del autograbado. Este material es incapaz de desmineralizar o disolver el barrillo dentinario por completo, por lo que no hay descalcificación o disolución del barrillo dentinario y no se observa capa híbrida ni tags de resina^{48,135,136}

Algunas razones se han propuesto para la limitada capacidad de los cementos de resina autoadhesivos para difundirse y descalcificar la dentina subyacente de manera efectiva: A) alta viscosidad, la cual puede rápidamente aumentar con una reacción ácido-base. B) un efecto de la neutralización puede ocurrir durante el fraguado, ya que estas reacciones químicas implican la liberación de agua y el relleno alcalino puede elevar el pH.¹³⁷

Según Gerth y cols. Relyx Unicem muestra una intensa interacción química con el calcio de la hidroxiapatita que puede ser responsable de los altos valores de adhesión que proporciona.¹³⁸ Grabar la dentina con ácido fosfórico 37% disminuye la fuerza de unión en Relyx Unicem.⁴⁸ Sin embargo cuando se graba el esmalte aumenta la fuerza de adhesión en Relyx Unicem¹⁴⁰, según Escribano y cols. reportan diferencias estadísticamente significativas en las fuerzas de unión al comparar Panavia F y Multilink con Relyx Unicem debido a la falta de grabado ácido de las estructuras restantes.¹⁴⁰

Los sistemas adhesivos autograbadores contienen monómeros acídicos y agua en su composición y funcionan simultáneamente como agentes grabadores e imprimadores, esto simplifica su uso y reduce la sensibilidad a la técnica, sin comprometer su eficacia.¹⁴¹ Sin embargo, algunos autores afirman que el patrón de grabado y la calidad de la capa híbrida obtenidos con los sistemas autograbadores puede ser insuficiente para garantizar una buena adhesión al tejido dental y proponen distintas formas de aplicación de estos materiales con el objetivo de mejorar su rendimiento.¹⁴²⁻¹⁴⁶ Algunas de las variables propuestas en la literatura son el grabado ácido previo de las superficies a ser tratadas¹⁴², el aumento en el tiempo de grabado o de la aplicación del agente imprimador^{143,144} y el aumento del espesor a través de la aplicación de dobles o múltiples capas del adhesivo.^{145,146}

Pretratar la dentina con un ácido y un adhesivo incrementa la adhesión. Al pretratar la dentina se consigue mayor fuerza de unión al eliminar el barrillo dentinario, facilitando la interacción con la dentina intertubular y la infiltración de los túbulos dentinarios.⁶⁰⁻⁶³ Estudios previos han mostrado, que los adhesivos autograbantes tienen fuerzas más bajas de adhesión a dentina que los adhesivos que emplean grabado previo.^{147,148} Grabar la dentina por separado podría contribuir a la adhesión dentinaría,¹⁴⁹ debido a su menor hidrofilia¹⁵⁰ porque se crea el frente de desmineralización y una capa híbrida mayor.

Por otro lado, el uso de adhesivos en los que hay que grabar y lavar son más sensibles a la técnica comparándolos con los adhesivos autograbantes.¹⁵¹

Hay que tener en cuenta, que algunos estudios indican una posible incompatibilidad química entre el sistema adhesivo con bajo pH y los materiales que contienen resina.^{147,150,152,153}

De igual manera que los estudios anteriores, si obtenemos mejoras significativas del pretratado de la dentina, en este caso con un adhesivo autograbante, observando mejoras significativas en ambos cementos RU y SC cuando son pretratados con adhesivo autograbante RM y SM siendo estos significativamente mayores sus valores de adhesión tanto a las 24 horas como a los 6000 ciclos.

Envejecimiento.

Diferentes estudios avalan las diferencias que se producen en las fuerzas de adhesión en el momento inicial o tras el envejecimiento de la muestra. De ahí la importancia de realizar este envejecimiento.^{91,92}

Rohr y cols. no observan diferencias significativas entre el termociclado 20.000 ciclos y el modo de polimerización (auto o foto polimerizable) entre los cementos Multilink Automix (MA), Relyx Unicem (RU) , Speed Cem (SC) junto con otros cementos concluyendo que los resultados son dependientes del tipo de cemento y que no es posible generalizar.¹⁵⁴

Araoka y cols. en sus trabajos observan diferencias significativas decrecientes en las fuerzas de adhesión, al termociclar 10.000 ciclos para los cementos que estudian y variables que proponen, excepto para el grupo que habían pretratado la dentina y el bloque de composite con adhesivo Scotchbond Universal 3m y que habían sido polimerizadas ambos antes de cementar con el cemento Relyx Ultimate.⁹³

En nuestro estudio no es significativo el envejecimiento, solo lo es en los cementos Relyx Unicem (RU) y Multilink Automix (MA) al termociclar 6000

ciclos con respecto a las 24 horas. Por tanto nuestros resultados de adhesión dependen del tipo de cemento sin que la variable “envejecimiento de la muestra” ofrezca valores inferiores de adhesión de forma significativa. .

Resultados de microtensión.

Nuestros resultados no pueden ser comparados en conjunto con otros estudios puesto que las variables a estudio, cementos empleados y tamaño de muestra son diferentes. Las comparaciones se deben establecer teniendo en cuenta cada una de las variables de forma independiente.

En el caso concreto del cemento Relyx Unicem (RU) el resultado a las 24 horas es de 24,69 MPa y 8,96 de desviación estandar (DE). Al pretratar con un adhesivo autograbante (RM) obtuvimos un resultado superior, 35,76 MPa y 10,55 DE. Viotti y cols. obtienen resultados inferiores 12,5 Mpa y 2,4 DE cementando bloques de composite a dentina.⁹⁷ Pavan et al. al cementar bloques de composite a dentina con Relyx Unicem sin pretratamiento obtienen un resultado de 8,35 MPa y 1,99 DE. Cuando pretratan la dentina con ácido poliacrílico 14,92 MPa y 4,94 DE y al pretratar con ácido tánico 8,38 MPa y 2,67 DE.⁹⁶ Duarte y cols. para el cemento Relyx Unicem al cementar bloques de composite a esmalte cervical proximal sin pretratamiento, obtienen un resultado de 13,03 Mpa y 2,82 DEy al pretratar con ácido ortofosforico al 35% durante 30 segundos obtienen 32,92 MPa y 4,23 DE.¹³⁹ Pisani y cols. obtienen al cementar bloques de composite a dentina un resultado de 13,8 MPa y 8,5 DE, al pretratar con ácido ortofosforico durante 15 segundos 17,4 MPa y 8,1 DE, al pretratar con adhesivo autograbante Clearfil SE Bond 16,9 MPa y 7,1 DE y al pretratar con EDTA 13,4 MPa y 8,2 DE después de almacenar todas las muestras 7 días en agua destilada a 37°C.⁹⁹

Oshima y cols. obtienen 16,98 y 3,86 DE al cementar bloques de composite a dentina para Relyx Unicem y al pretratar con ácido poliacrílico obtienen 17,75 MPa y 3,08 DE.⁹⁸ Bellan y cols., en su estudio de microtensión de materiales realizados por CAD/CAM a dentina, cuando utilizan el cemento RU en dentina

sin pretratar para adherir cerámica Vita Mark II (cerámica de feldespato) obtienen unos valores de 14,88 MPa y 3,61 DE, en el material Vita Suprinity (Cerámica vítrea) 14,21 MPa y 3,88 DE, en el material Vita Enamic (cerámica híbrida, composite + cerámica) 25,97 MPa y 5,45 DE y en el material Lava Ultimate (resina nanocerámica) 32,93 MPa y 6,63 DE.¹⁵⁵ Estos resultados son similares a los nuestros, aunque ligeramente superiores.

En el caso del Cemento RU obtenemos valores más altos que la media, pero por contra la desviación estándar es muy elevada, por lo que los resultados no son tan diferentes al de los demás autores.^{96-99,139,155} El tamaño de muestra para este grupo fue de 90 para RU y 85 para RM, por contra los demás autores emplearon un número inferior, con una media de 32 barritas^{96-98,139,155}, excepto Pisani y cols. que emplearon un mayor número de barritas 49 por grupo⁹⁹ siendo estos sensiblemente inferior al de nuestro estudio.

Nuestros valores se asemejan a los obtenidos por Bellan y cols, cuyos valores de adhesión son más altos, cuando el material que adhieren es más semejante al composite.

En cuanto al cemento ML obtuvimos unos valores de 34,28 MPa y 11,5 DE empleando 123 barritas a las 24 horas. Duarte y cols. obtienen en ML, al adherir a esmalte cervical proximal intacto 5,38 MPa y 5,97 DE a las 24 horas, y al pretratar el esmalte con ácido ortofosfórico al 37% durante 30 segundos obtienen 5,23 MPa y 1,10 DE empleando 27 barritas.¹³⁹ Pisani y cols. obtienen para el cemento ML al adherir bloques de composite a dentina 6,9 MPa y 3,8 DE y al pretratar con ácido ortofosfórico al 37% durante 15 segundos 21,3 MPa y 8,3 DE, al pretratar con adhesivo autograbante Clearfil SE Bond 15,0 MPa y 5,0 DE y al pretratar con EDTA 14,8 MPa y 5,0 DE después de almacenar todas las muestras 7 días en agua destilada a 37°C.⁹⁹ Melo y cols. obtienen en ML al adherir bloques de composite a dentina, unos valores de 17,8 MPa y 7,2 DE, empleando 22 barritas y al pretratar la dentina con el sistema All Bond 2 (Bisco), compuesto por: ácido ortofosfórico 32% durante 15 segundos, lavado

,secado, aplicación de primer A + primer B, y por último una resina (pre-Bond resin All Bond 2) obtienen un valor de 33 Mpa y 8,9 (DE) empleando 32 barritas.¹⁵¹

En este cemento sucede similar al cemento RU, obtenemos resultados superiores a los autores citados y por contra la DE obtenida es mayor, por tener mayor número muestral.

Diferimos sustancialmente de los resultados de Duarte y cols., debido a que en nuestro estudio la adhesión es a dentina y en el de dicho autor es a esmalte cervical proximal.

Nuestros resultados se asemejan más a los de Melo y cols, que emplean un método experimental similar al nuestro, sin embargo diferimos con los resultados de Pisani y cols. pese a tener un método experimental también similar, la explicación a esta disparidad de resultados en los diferentes autores nuevamente podría ser explicada a las características de la dentina.

En cuanto al cemento Speed Cem (SC), nuestros resultados han sido de 8,59 MPa y 3,70 DE, similares a los obtenidos por Chaharom y cols., que obtuvieron en su estudio un valor de 11,03 MPa 6,58 DE con barrillo dentinario fino y 10,98 MPa 5,44 DE con barrillo dentinario grueso a las 24 horas.¹³²

El tamaño muestral de nuestro estudio fue de 75 barritas, si bien es cierto, que obtuvimos en ese cemento varios fallos pretest, debido a su baja adhesión.

Chaharom y cols. en su estudio utilizan 48 dientes distribuidos en 9 grupos, con lo que aproximadamente emplearían 37 barritas por cada grupo.

El resultado de la DE de SC, es menor que los anteriores, por lo que deducimos que aunque el cemento logra valores más bajos de adhesión, esta es mas homogénea en su valor con respecto a RU y RM.

Modo de polimerización.

En este estudio se ha demostrado que la polimerización diferida no afecta a la adhesión, no siendo significativas las diferencias observadas, pese a existir estudios que sugieren que diferir la polimerización mejora el grado de conversión y las fuerzas de adhesión.¹⁵⁶ Una explicación para este fenómeno puede ser que los dobles enlaces de carbono presentes en el monómero, que no se han convertido en polímeros mediante la reacción química, lo hacen posteriormente con el fotocurado, al absorber los fotoiniciadores la energía emitida por la fuente de luz, consiguiendo una completa polimerización.¹⁵⁷

Según Aguiar y cols. la polimerización química sola en cementos duales, no es suficiente para alcanzar altos valores de polimerización y óptimas propiedades mecánicas, además el grado de conversión es significativamente afectado por el tiempo de polimerización.¹⁵⁸

En este estudio no se redujo el tiempo de polimerización, en ningún caso se dejó de usar la polimerización fotoactivada, la variable fue demorar la polimerización en el tiempo sin omitirla.

Faria y cols. concluyen que la fotopolimerización inmediata o diferida 5 minutos produce los más altos valores de adhesión, comparándolos con la polimerización únicamente química de los cementos duales de resina: Relyx Arc, Panavia F y Enforce. Además, no se encontraron diferencias entre los dos periodos de activación con luz.¹⁵⁹ En nuestro estudio tampoco observamos diferencias al diferir la polimerización a los 3 y a los 5 minutos, respecto de hacerlo inmediatamente. En nuestro caso usamos cementos diferentes y no hacemos polimerización química pura. Por otro lado, utilizamos la variable de diferir la polimerización en 3 minutos, por el hecho de pensar que clínicamente sería más factible poder esperar ese tiempo y no 5 minutos.

Aguiar y cols. evalúan el modo de polimerizar auto y dual en un intervalo de tiempo de 5, 10 y 15 minutos, concluyendo que la fotopolimerización obtiene los mayores grados de conversión y que después de 15 minutos el grado de conversión aumentaba independientemente del modo de polimerización.¹⁶⁰

El intervalo de tiempo entre manipulación y fotoactivación según otros estudios influye significativamente en el grado de conversión y sorción acuosa en los cementos de resina, recomendando que los cementos de resina autoadhesivos deben ser fotoactivados tan pronto como sea posible después de su proceso de manipulación¹⁶¹ para evitar la contaminación o sobrehidratación con fluidos provenientes de la pulpa.

En este estudio la sorción acuosa no es afectada en el tiempo de demora de la polimerización al ser un estudio in vitro, polimerizando en ausencia de humedad, pero es un factor a tener en cuenta de cara a la práctica clínica.

Los composites son susceptibles de sorción acuosa. Este es un fenómeno de difusión pasiva controlada que puede conducir a alteraciones en la estructura y propiedades de estos materiales.¹⁶² El volumen de sorción acuosa depende de las características químicas y físicas de la red de polímeros formada.¹⁶³ Esta estará determinada también por la resistencia del composite a la hidrólisis.¹⁶⁴

La absorción de líquidos por los composites da lugar a otro fenómeno llamado solubilidad. Esto ocurre cuando los monómeros sin reaccionar, tales como iones y partículas con carga presentes en su composición son disueltos y en consecuencia causan una pérdida de peso.^{163,165,166} Altos valores de conversión de monómeros y alta densidad de conexiones entrecruzadas de la matriz del polímero, corresponden con la mayor resistencia del composite.¹⁶³ De acuerdo a la literatura, altos valores de conversión son obtenidos por la polimerización dual de cementos de resina cuando la resina es irradiada con altas dosis de energía, mientras que la activación química en solitario presenta unos significativamente bajos grados de conversión.¹⁶⁷ En nuestro estudio estos fenómenos de sorción acuosa y solubilidad únicamente se producen, cuando las muestras son almacenadas en agua destilada en estufa de calor durante 24 horas y en mayor medida al ser termociclados 6000 ciclos en agua destilada, con temperaturas variables de entre 5°C y 55°C.

Un adecuado procedimiento de foto-activación es necesario en los cementos duales para obtener altos valores de conversión y así obtener mejores propiedades.^{168,169}

La polimerización dual fue elegida para este estudio, como ha sido altamente recomendable por los fabricantes, además varios estudios han reportado que esto es más efectivo para la aplicación clínica.¹⁶⁷⁻¹⁶⁹. Los cementos autoadhesivos de polimerización dual desarrollan 2 procesos químicos como el proceso inicial de manipulación. La primera es la activación multifuncional de monómeros ácidos lo cual confiere una gran humectabilidad y un mayor Ph ácido a la mezcla, la segunda es el proceso de polimerización de radicales, la cual dará lugar a polímeros de alto peso molecular que formaran la red de polímeros.¹⁷⁰

La reacción ácida inicial simultáneamente desmineraliza e infiltra la superficie de esmalte y dentina, pero esta reacción es después neutralizada por los componentes alcalinos de la mezcla, así como por los componentes inorgánicos de la estructura del diente. La neutralización se produce debido a una reacción ácido-base que en consecuencia produce sal y agua.

El agua es reutilizada en las reacciones de los grupos ácido funcionales y para la reacción entre monómeros ácidos y partículas base. A medida que avanza la reacción de polimerización los terminales hidrofílicos reaccionan y se consumen, conduciendo a la formación de una matriz hidrofóbica.⁵²

El grado de conversión de los cementos autoadhesivos de polimerización dual puede ser significativamente afectado por el modo de activación.¹⁷¹

La contracción volumétrica asociada con la polimerización es mayor en los composites dentales porque está asociada con la discontinuidad marginal y tensión destructiva en las restauraciones adhesivas.¹⁷² La magnitud de la contracción de polimerización estaría influenciada por la cantidad de tensiones de contracción, la cual esta últimamente influenciada por la calidad de la restauración de composite. Las tensiones de contracción de polimerización y sus mecanismos para atenuarlas ha llegado a ser un importante objeto de investigación en odontología.¹⁷³⁻¹⁷⁶

En el presente trabajo, las tensiones de contracción se han tratado de minimizar, usando una lámpara de polimerizar que posee diferentes programas de polimerización. En la polimerización inicial se empezó con el programa suave "soft", que minimiza la contracción. Posteriormente se terminó con el programa

“high power”, donde se alcanzan los más altos valores de potencia (1200 mW/cm²), para no dejar zonas profundas sin polimerizar. Además de todo lo anterior, independientemente del programa seleccionado de polimerización, la lámpara tiene un sistema, donde la luz incrementa gradualmente comenzando de menos a más (polimerización en rampa), para de este modo reducir el estrés de contracción.

Los resultados de este trabajo tienen repercusiones clínicas, ya que el pretratamiento de la dentina con un adhesivo autograbante, previo al cementado con un cemento de resina autoadhesivo, ha demostrado obtener los más altos valores de adhesión, tanto con envejecimiento como sin él. Este procedimiento es menos sensible al operador y a la técnica que otros tipos de pretratamientos, resulta fácil de aplicar y tiene un coste relativamente bajo.

La correlación directa de estos resultados con la situación clínica, no siempre es posible ya que en la cavidad oral, las restauraciones están sometidas a distintas variables, como la temperatura y humedad de la cavidad bucal, que reproducir in vitro sería casi imposible, pero dan una idea estos resultados, junto con otros estudios, donde se corrobora que los cementos que simplifican su uso reduciendo el número de pasos y por tanto reduciendo la sensibilidad a la técnica no siempre son tan eficaces.^{47,53,96,97,99,100,135,137,138,177,178} Es por ello, que se deben seguir haciendo estudios que mejoren el conocimiento y la morfología de la interfase adhesivo-dentina, para así poder desarrollar nuevos cementos adhesivos y para una mejora de los ya existentes, así como llevar a cabo estudios in vivo, para confirmar los resultados obtenidos in vitro y poder extrapolarlos a la clínica.

14. CONCLUSIONES:

1º Diferir la polimerización no afecta a la adhesión.

2º El envejecimiento no afecta siempre a la fuerza de unión, depende del tipo de cemento utilizado.

3º El pretratamiento con un ácido o adhesivo autograbante previo incrementa la fuerza de adhesión de los cementos autoadhesivos.

4º El tipo de cemento condiciona la fuerza de unión final.

15. Bibliografía.

1. Real Academia Española, diccionario de la lengua. Espasa; 2014:480.
2. Vega del Barrio J. Materiales en Odontología, fundamentos biológicos, clínicos y fisicoquímicos. Madrid Avances Médico Dentales. 1996:299-378.
3. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 1999;81(2):135-141.
4. Fraga R, Luca-Fraga L, Pimienta LA. Physical properties of resinous cements: an in vitro study. J Oral Rehabil 2000;27:1064-1067.
5. Bascones, A. Cementado odontológico Convencionales. Tratado en Odontología. Madrid Avances Médico Dentales. 2000:1779.
6. Nicholson JW, McKenzie M. The properties of polymerizable luting cements. J Oral Rehabil 1999;26(10):767-774.
7. Eliades G, Eliades T, Watts DC. Dental hard tissues and bonding: Springer. 2005;7:155-158
8. Habib B, von Fraunhofer JA, Driscoll CF. Comparison of two luting agents used for the retention of cast dowel and cores. J Prosthodont 2005;14:164-9.
9. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. Dent Clin North Am 2007;51:643-58.
10. Hill EE, Rubel B. Vital tooth cleaning for cementation of indirect restorations: a review. Gen Dent 2009;57:392-5.
11. Baldissara P, Comin G, Martone F, Scotti R. Comparative study of the marginal leakage of six cements in fixed provisional crowns. J Prosthet Dent 1998;80:417-22.

12. Wilson AD, Nicholson JW. Acid-base cements: their biomedical and industrial applications: Cambridge University Press. 2005;1:383.
13. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 2002;594-634.
14. Hill E, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. Australian dental journal. 2011;56(1):67-76.
15. Christensen GJ. Why is glass-ionomer so popular? J Am Dent Assoc 1994;125:1257-8.
16. Pameijer CH, Stanley HR, Ecker G. Biocompatibility of a glass ionomer luting agent. Part II: Crown cementation. Am J Dent 1991;4(3):134-41.
17. Johnson GH, Hazelton LR, Bales DJ, Lepe X. The effect of a resin-based sealer on Crown retention for three types of cement. J Prosthet Dent 2004;91:428-35.
18. Mount GJ. An atlas of glass-ionomer cements: a clinician's guide: CRC Press. 2003:1-73.
19. Davidson CL, Mjör IA. Advances in glass-ionomer cements: Quintessence Publishing Co, Inc. 1999:152-170.
20. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. Journal of international oral health: JIOH. 2014;6(1):116.
21. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compomers—between glass-ionomer cements and composites. Biomaterials 1998;19(6):529-39.
22. Cildir SK, Sandalli N. Fluoride release/uptake of glass-ionomer cements and polyacid- modified composite resins. Dent Mater J 2005;24(1):92-7.
23. Phillips RW, Swartz ML, Norman RD. Materials for the practicing dentist. St Louis: Mosby, 1969:53–54.

24. Moura JS, Lima EM, Paes Leme AF, Del Bel Cury AA, Tabchoury CP, Cury JA. Effect of luting cement on dental biofilm composition and secondary caries around metallic restorations in situ. *Oper Dent* 2004;29:509–514.
25. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics*. 2007;51(2):453-71.
26. Albers HF. Tooth-colored restoratives: principles and techniques: PMPH-USA. 2002:43-127.
27. Latta MA, Kelsey WP, Murdock CM. Effects of adhesive liner and provisional cement on the bond strength of nickel/chrome/beryllium alloy cemented to dentin. *Quintessence international*. 2005;36(10):817-823.
28. Al-Wazzan KA, Al-Harbi AA, Hammad IA. The effect of eugenol-containing temporary cement on the bond strength of two resin composite core materials to dentin. *J Prosthodont*. 1997;6(1):37-42.
29. Henostroza G. Adhesión en odontología restauradora. Curitiba: Maio & Asociación Latinoamericana de Operat6ria Dental y Biomateriales. 2003:80-107.
30. Toledano P6rez M. Arte y ciencia de los materiales odontol6gicos: Avances M6dico-Dentales. 2003:151-240.
31. Burke FJ, Fleming GJ, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent* 2002;4:7-22.
32. Alex G. Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Functional Esthetics and Restorative Dentistry* 2008;1:38-46.
33. McComb D. Adhesive luting cements – classes, criteria, and usage. *Compend Contin Educ Dent* 1996;17:759-73.

34. Petrie CS, Eick JD, Williams K, Spencer P. A comparison of three alloy surface treatments for resin-bonded prostheses. *J Prosthodont* 2001;10:217-23.
35. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16:265-273.
36. Anusavice KJ, dos Santos J, Shen C. *Phillips ciencia de los materiales dentales*: Elsevier; 2004:381-443.
37. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentos esenciales en prótesis fija*: Edit. Quintessence; 2000:539-42.
38. Mallat Callís E, Mallat Desplats E, Santos Alemany A, Casanellas Bassols J, Serra Serrat M, Hernández Alfaro F, et al. *Prótesis Fija Estética: Un enfoque clínico e interdisciplinario*: Elsevier; 2007:360-378.
39. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dental Clinics*. 2007;51(3):677-694.
40. Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *Journal of Dental Research*. 1993;72(2):495-501.
41. Bertolotti RL. Adhesion to porcelain and metal. *Dental Clinics*. 2007;51(2):433-51.
42. Dietschi D, Spreafico R. *Restauraciones adhesivas no metálicas. Conceptos actuales para el tratamiento estético de los dientes posteriores* Mason SA, Barcelona. 1998;184-192.
43. Desplats EM, Callís EM. *Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior*: Quintessence; 2001;381-395.
44. Padrós E, Padrós J, Manero J. Los fastidiosos enigmas de la adhesión dentinaria. *Ideas y Trabajos odontoestomatológicos*. 2000;1(1):8-37.

45. Suh BI. Oxygen-inhibited layer in adhesion dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2004;16(5):316-23.
46. Christensen GJ. Reducing the confusion about resin cements. *Clinicians Report* 2008;1:1-3.
47. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T; Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2007;23:71-80.
48. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004;20:963-971.
49. Piwowarczy A, Bender O, Ottl P, Lauer HC. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human bond dental tissue. *Dent Mater* 2007;23:211-217.
50. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambill JP, Neumann K, Kielbasa AM. Effect of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentin. *Int Endod J* 2006;39:809-818.
51. Pisani-Proença J, Erhardt MC, Valandro LF, Gutiérrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, Bottino MA. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent* 2006;96:412-427.
52. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2010;4:295-314.
53. Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M, Osorio R. Dentin treatment effects on the bonding performance of self-adhesive resin cements. *Eur J Oral Sci* 2010;118:80-86.
54. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dental Clinics*. 2007;51(3):677-94.

55. Perdigao J. New developments in dental adhesion. *Dental Clinics*. 2007;51(2):333-57.
56. Erdemir U, Sar-Sancakli H, Yildiz E, Ozel S, Batur B. An in vitro comparison of different adhesive strategies on the micro push-out bond strength of a glass fiber post. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011;16(4):626-34.
57. De Souza Costa CA, Hebling J, Randall RC. Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. *Dent Mater* 2006;22:954-962.
58. Glasspoole EA, Erichson EL, Davidson CL. Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel. *Dent Mater* 2002;18:454-462.
59. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 1993;24:618- 631.
60. Titley K, Chernecky R, Maric B, Smith D. Penetration of a dentin bonding agent into dentin. *Am J Dent* 1994;7:190-194.
61. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992;71:1530-55.
62. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-235.
63. Mc Comb D, Smith CD. A preliminary scanning electron microscopy study of root after endodontic procedures. *J Endod* 1975;1:238-242.
64. Mader CL, Baumgartner JC, Peters DD. Scanning electron microscopic investigation of the smeared layer on root canal walls. *J Endodon*, 1984;10:477-483.
65. Madrid M. Tecnología de la adhesión. Madrid Loctite España. 2000;1:5.
66. Echevarría JU. Operatoria dental: ciencia y práctica: Madrid Avances Médico Dentales. 1990;(2):43-56.

67. Chang R. Chemistry. McGraw-Hill, Inc. Usa. 2002;(2):58-60.
68. Degrange M, Roulet J-F. Minimally invasive restorations with bonding: Illinois Quintessence Publishing. 1997:57-60
69. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The Clinical performance of adhesives. J Dent 1998;26:1-20.
70. Inoue S, Van Meerbeek B, Vargas M, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion mechanism of self-etching adhesives. Biomaterials-BIOMAT.1999:131-148.
71. Yoshiyama M, Matsuo T, Ebisu S, Pashley DH. Regional bond strength of self-etching/self-priming adhesive systems. J Dent 1998;26:609-616.
72. Fritz UB, Finger WJ. Bonding efficiency of single-bottle enamel/dentin adhesives. Am J dent 1999;12:277-282.
73. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY. Structural evidence of a sealed tissue interface with a total-etch wet-bonding technique in vivo. J Dent Res 1994;73:629-636.
74. Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SHY. The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxyl acid monomers. Dent Mater 1997;13:118-127.
75. Toledano M, Osorio R, Perdigao J, Rosales JI, Thompson JY, Cabrerizo-Vílchez MA. Effect of acid etching and collagen removal on dentin wettability and roughness. J Biomed Mater Res 1999;47:198-203.
76. Fusayama T. Factors and prevention of pulp irritation by adhesive composite resin restorations. Quintessence Int. 1987;18:633-41.
77. Perdigão J, Duarte JS, Lopes M. Advances in dentin adhesion. Compendium of continuing education in dentistry. 2003;24(8):10-6.

78. Vargas MA, Cobb DS, Amstrong SR. *Resin- dentin bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer*. Operative Dentistry 1997;22:159-166.
79. Bouillaguet S. *Biological risks of resin-based materials to the dentin-pulp complex*. Crit Rev Oral Biol Med. 2004;15(1):47-60.
80. Roselino Lde M, Cruvinel DR, Chinelatti MA, Pires-de-Souza Fde C. Effect of brushing and accelerated ageing on color stability and surface roughness of composites. J Dent 2013;41(5):54-61.
81. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. J Mech Behav Biomed Mater 2014;29:295-308.
82. Dos Santos PH, Catelan A, Albuquerque Guedes AP, Umeda Suzuki TY, de Lima Godas AG, Fraga Briso AL, et al. Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites. Acta Odontol Scand 2015;73:176-81.
83. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. Journal of dentistry. 1999;27(2):89-99.
84. Trites B, Foley TF, Banting D. Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 2004;126(6):709-16.
85. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling: a new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. The Angle Orthodontist. 2007;77(2):337-41.
86. Yuasa T, Iijima M, Ito S, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Effects of long-term storage and thermocycling on bond strength of two self-etching primer adhesive systems. The European Journal of Orthodontics. 2009;32(3):285-90.

87. Elshiyab SH, Nawafleh N, George R. Survival and testing parameters of zirconia-based crowns under cyclic loading in an aqueous environment: A systematic review. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2017;8(4):261.
88. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo-and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(2):130-7.
89. Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *Journal of dentistry*. 2008;36(12):1048-53.
90. Rosentritt M, Sawaljanow A, Behr M, Kolbeck C, Preis V. Effect of tooth brush abrasion and thermo-mechanical loading on direct and indirect veneer restorations. *Clin Oral Investig* 2015;19:53-60.
91. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am JDent* 1998;11:118-22.
92. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *JDent Res* 2000;79:1385-91.
93. Araoka D, Hosaka K, Nakajima M, Foxton R, Ornnicha T, Taweesak P. The strategies used for curing universal adhesives affect the micro-bond strength of resin cement used to lute indirect resin composites to human dentin. *Dental materials journal*. 2018:2017-240.
94. Rai N, Naik R, Gupta R, Shetty S, Singh A. Evaluating the effect of different conditioning agents on the shear bond strength of resin-modified glass ionomers. *Contemporary clinical dentistry*. 2017;8(4):604.

95. Youm S-H, Jung K-H, Son S, Kwon Y-H, Park J-K. Effect of dentin pretreatment and curing mode on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *The journal of advanced prosthodontics*. 2015;7(4):317-22.
96. Pavan S, Dos Santos PH, Berger S, Bedran-Russo AKB. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104(4):258-64.
97. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;102(5):306-12.
98. Oshima HMS, Ghiggi PC, Spohr AM, Lise AA, Burnett Júnior LH, Tonial D. Effect of conditioner on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Baltic Dental and Maxillofacial Journal*. 2010;12:73-79.
99. Pisani-Proença J, Erhardt MCG, Amaral R, Valandro LF, Bottino MA, Del Castillo-Salmerón R. Influence of different surface conditioning protocols on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;105(4):227-35.
100. Bluck U. Y Haller B. Clasificación de los sistemas adhesión (Sistemas bonding). *Quintessence* .2001; 14(3):129-139.
101. Touati B. Miara P. Y Nathanson D. Desarrollo y mecanismos de los procedimientos dentales adhesivos en Odontología estética y restauraciones cerámicas. Ed. Masson S.A. 2000.
102. Basnault C. Y Colon P. La adhesión a los tejidos dentarios. *Rev. Eur. Odont. Estom.* 2000. 8 (5):279-282.

103. Van Meerbeek B., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., & Keogh, T. P. Factores que influncian el éxito clínico de la adhesión a la dentina y esmalte(I). Maxilaris. Ciencia y Práctica. 1999; 26-36.
104. Say EC, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Özer F, Ogata M, et al. Microtensile bond strength of a filled vs unfilled adhesive to dentin using self-etch and total-etch technique. Journal of dentistry. 2006;34(4):283-91.
105. Van Zeghbroeck L. Cementos. Parte I: Consideraciones teóricas. J. Esthet. Dent. 1995 ; 5(6):16-26.
106. Button GL, Barnes RF, Moon PC. Surface preparation and shear bond strength of the casting-cement interface. Journal of Prosthetic Dentistry. 1985;53.
107. Cheng M, Lam JA, Gulabivala K. Influence of storage conditions of extracted teeth on dentine removal by a standardised method of filing. Dental Traumatology. 1996;12(1):25-32.
108. . Retief D, Wendt S, Bradley E, Denys F. The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. American journal of dentistry. 1989;2(5):269-73.
109. Dewald J, Nakajima H, Milam S, Iacopino A, editors. Disinfection sterilization of extracted teeth-effect on dentin bond strengths. journal of dental research. Amer assoc dental research 1619 duke st, alexandria, va 22314. 1994.
110. DeWald J, Nakajima H, Iacopino A, editors. Examination of disinfected sterilized dentin for composite resin bonding. journal of dental research. Amer assoc dental research 1619 duke st, alexandria, va 22314. 1995.
111. Jörgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC, Asmussen E. Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. European Journal of Oral Sciences. 1985;93(3):276-9.

112. Konno ANK, Sinhoreti MAC, Consani S, Sobrinho LC, Consani RLX. Storage effect on the shear bond strength of adhesive systems. *Brazilian dental journal*. 2003;14(1):42-7.
113. Boyde A. Enamel structure and cavity margins. *Operative dentistry*. 1976;1(1):13-28.
114. Causton B, Johnson N. Changes in the dentine of human teeth following extraction and their implication for in-vitro studies of adhesion to tooth substance. *Archives of oral Biology*. 1979;24(3):229-32.
115. Aquilino S, Williams V. The effect of storage solutions and mounting media on the bond strengths of a dentinal adhesive to dentin. *Dental Materials*. 1987;3(3):131-4.
116. McGuckin R, Pashley DH. Effect of disinfection/sterilization treatments on Gluma-mediated dentin shear bond strengths. *American journal of dentistry*. 1990;3(6):278-82.
117. Cavalcanti AL, Turbino ML. Fuerza de unión a dentina de dientes temporales de sistemas adhesivos de pasos múltiples y simplificados. *EJDR*; 2000.
118. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dental Materials*. 2001;17(4):359-66.
119. Crespo Requeni M, Faus Llácer V, Pallarés Sabater A. Carillas de porcelana y de resina: estudio comparativo de su interfase con la superficie dentaria. *Odontología Conservadora Sociedad Española de Odontología Conservadora*. 1999;2(1):15-23.
120. Raadal M. Bond strength of composites applied to acid-etched enamel. *European Journal of Oral Sciences*. 1978;86(3):157-62.

121. Brännström M, Coli P, Blixt M. Effect of tooth storage and cavity cleansing on cervical gap formation in Class II glass-ionomer/composite restorations. *Dental Materials*. 1992;8(5):327-31.
122. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dental Materials*. 1992;8(2):125-30.
123. Camps J, Baudry X, Bordes V, Dejou J, Pignoly C, Ladeque P. Influence of tooth cryopreservation and storage time on microleakage. *Dental Materials*. 1996;12(2):121-6.
124. Stefan J. y Scharer P. Efecto de la presión intrapulpar y el termociclaje sobre la resistencia a la tracción de once adhesivos dentinarios modernos. *J. Esthet. Dent*. 1994 ; 1:34-40.
125. Eliades G, Palaghias G, Vougiouklakis G. Surface reactions of adhesives on dentin. *Dental Materials*. 1990;6(3):208-16.
126. Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998;14:398-08.
127. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*. 1994;10(4):236-40.
128. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho R, Pashley E, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *Journal of Dental Research*. 1999;78(2):699-705.
129. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: A review. *J Adhes Dent* 1999;1:299-09.

130. Cardoso PEC, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. Adhesion testing with the microtensile method: effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements. *J Adhes Dent* 2002;4:291-97.
131. Ferrari M, Goracci C, Sadek FT, Cardoso PEC. Microtensile bond strength tests: scanning electron microscopy evaluation of sample integrity before testing. *Eur J Oral Sci* 2002;110:385-91.
132. Chaharom MEE, Ajami AA, Bahari M, Rezazadeh H. Effect of smear layer thickness and pH of self-adhesive resin cements on the shear bond strength to dentin. *Indian Journal of Dental Research*. 2017;28(6):681.
133. Barcellos DC, Batista GR, Silva MA, Rangel PM, Torres CR, Fava M. Evaluation of bond strength of self-adhesive cements to dentin with or without application of adhesive systems. *J Adhes Dent* 2011;13:261-5.
134. Attia A. Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic-influence of surface treatment and thermocycling. *Journal of Applied Oral Science*. 2011;19(4):388-95.
135. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mat* 2006;22:45-56.
136. Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. 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* 2006;8:327-35.
137. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res* 2008;87:974-79.

138. Gerth HU, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of Relyx Unicem and Bifix composites- A comparative study. *Dent Mater* 2006;22:934-41.

139. Duarte S, Botta AC, Meire M, Sadan A. Microtensile bond strengths and scanning electron microscopic evaluation of self-adhesive and self-etch resin cements to intact and etched enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008;100(3):203-10.

140. Escribano N, Macorra JC. Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramic. *J Adhes Dent* 2006;8:337-41.

141. Perdigão J, Geraldeli S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact vs prepared enamel. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:32-42.

142. Tay FR, Carvalho R, Sano H, Pashley DH. Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. *J Adhes Dent* 2000a;2:99-16.

143. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Davidson CL. Effect of two etching times on the sealing ability of Clearfil Liner Bond 2 in Class V restorations. *Am J Dent*. 1997;10:66-70.

144. Nakabayashi N, Sami Y. Bonding to intact dentin. *J Dent Res*. 1996;75:1706-15.

145. Ogata M, Nakajima M, Sano H, et al. Effect of dentin primer application on regional bond strength to cervical wedge-shaped cavity walls. *Oper Dent* 1999;24:81-98.

146. Vargas MA, Fortin D, Meckes M. Effects of primer coats on composite bond strength to dentin. *J Dent Res* 1995;74:34.

147. Bolhuis PB, de Gee AJ, Kleverlaan CJ, et al. Contraction stress and bond strength to dentin for compatible and incompatible combinations of bonding systems and chemicals and light-cured core build-up resin composites. *Dent Mater* 2006;22: 223-33.
148. Cheong C, King NM, Pashley DH, et al. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Oper Dent* 2003;28: 747-755.
149. Spencer P, Wang Y, Walker MP, Swafford R. Molecular structure of acid-etched dentin smear layers—in situ study. *J Dent Res* 2007;80:1802-1807.
150. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent* 2003;5:267-282.
151. Melo RM, Özcan M, Barbosa SH, Galhano G, Amaral R, Bottino MA, Valandro LF. Bond strength of two resin cements on dentin using different Cementation strategies. *J Esthet Restor Dent* 2010;4:262-268.
152. Sanares AME, Itthagarun A, King NM, et al. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and Chemical-cured composites. *Dent Mater* 2001;17:542-546.
153. Swift EJ Jr, Perdigão J, Combe EC, et al. Effects of restorative and adhesive curing methods on dentin bond strengths. *Am J Dent* 2001;14:137-140.
154. Rohr N, Fischer J. Effect of aging and curing mode on the compressive and indirect tensile strength of resin composite cements. *Head & face medicine*. 2017; 13(1):22.

155. Bellan, M. C., Cunha, P. F. J. S. D., Tavares, J. G., Spohr, A. M., & Mota, E. G. Microtensile bond strength of CAD/CAM materials to dentin under different adhesive strategies. *Brazilian oral research*. 2017;31.
156. Carvalho RM D'Alpino PH; Wang L; Rueggeberg FA;Svizero NR; Pereira JC; Pashley DH; Bond strength of resin-based restorations polymerized with different light-curing sources. *The journal of adhesive dentistry*. 2006; 8(5): 293-298.
157. Cramer N, Stansbury J, Bowman C. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of dental research*. 2011; 90(4):402-16.
158. Aguiar TR, De Oliveira M, Arrais CA, Ambrosano GM, Rueggeberg F, Giannini M. The effect of photopolymerization on the degree of conversion, polymerization kinetic, biaxial flexure strength, and modulus of self-adhesive resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015; 113(2):128-134.
159. Faria-e-Silva AL, Fabião MM, Arias VG, Martins LRM. Activation mode effects on the shear bond strength of dual-cured resin cements. *Operative dentistry*. 2010;35(5):515-21.
160. Aguiar TR, Francescantonio M, Arrais CA, Ambrosano GMB, Davanzo C, Giannini M. Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cements. *Operative dentistry*. 2010;35(3):295-9.
161. Fonseca S, Quirino AS, Mizrahi J, Menezes LR, Valente LL, Moraes RR, et al. The Effect of Time between Handling and Photoactivation on Self-Adhesive Resin Cement Properties. *Journal of Prosthodontics*. 2014;23(4):302-7.

162. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian dental journal*. 2012;23(5):508-14.
163. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*. 2006;22(3):211-22.
164. Standard I. ISO 4049 polymer based filling, restorative and luting materials. International Organization for Standardization. 2000:1-27.
165. Ferracane J, Condon J. Rate of elution of leachable components from composite. *Dental Materials*. 1990;6(4):282-7.
166. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, et al. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*. 2005;26(33):6449-59.
167. Moraes RR, Faria-e-Silva AL, Ogluari FA, et al: Impact of immediate and delayed light activation on self-polymerization of dual-cured dental resin luting agents. *Acta Biomater* 2009;5:2095-2100.
168. Davis P, Melo LS, Foxtton RM, et al: Flexural strength of glass fibre-reinforced posts bonded to dual-cure composite resin cements. *Eur J Oral Sci* 2010;118:197-201.
169. Arrais CA, Giannini M, RueggebergFA: Effect of sodium sulfinate salts on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems exposed to attenuated light-activation. *J Dent* 2009;37:219-227.
170. Han L, Okamoto A, Fukushima M, et al: Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. *Dent Mater J* 2007;26:906-914.

171. Moraes RR, Boscato N, Jardim PS, et al: Dual and self-curing potential of self-adhesive resin cements as thin films. *Oper Dent* 2011;36:635-642.
172. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1984;63:1396-1399.
173. Sakaguchi RL, Versluis A, Douglas WH. Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites. *Dent Mater* 1997;13:233-239.
174. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent* 1996;21:17-24.
175. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1997; 25:435-440.
176. Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Amer J Dent* 1997;10:88-96.
177. Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dental Materials*. 2007;23(7):829-39.
178. Lührs A-K, Guhr S, Günay H, Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clinical oral investigations*. 2010;14(2):193-9.