



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA
RESISTENCIA A LA FLEXIÓN, SORCIÓN Y
SOLUBILIDAD DE CUATRO CEMENTOS DUALES.**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

SARAH RAQUEL AGUILAR FIGUEROA

**TUTOR: Mtro. CARLOS ALBERTO MORALES
ZAVALA**

ASESOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA



MÉXICO, D.F.

2015



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

A mis padres, Juan Carlos y Raquel, por su apoyo incondicional y la motivación para sobresalir;

mis hermanas, Pamela y Sofia, por su cariño y comprensión;

mi sobrino, Diego, por iluminar mi vida.

A todos mis amigos que han caminado a mi lado, al Lic. Francisco José García Culebro y a su hijo y amigo mío Lic. Erick Arturo García Salamanca Varela; a todos los doctores del Laboratorio de Biomateriales Dentales de la UNAM que fueron parte importante en la realización de este proyecto.

A mi querida Universidad que me ha dado tanto...

¡Por mi raza hablará el espíritu!

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN.....	1
INTRODUCCIÓN.....	2
MARCO TEÓRICO	4
ANTECEDENTES.....	4
RESISTENCIA A LA FLEXIÓN.....	5
ABSORCIÓN, ADSORCIÓN Y SORCIÓN.....	5
SOLUBILIDAD.....	6
MICROFILTRACIÓN.....	7
PERCOLACIÓN.....	7
CEMENTO DENTAL.....	8
CEMENTO DE RESINA COMPUESTA.....	8
• CLASIFICACIÓN SEGÚN LA ADA.....	9
• COMPOSICIÓN.....	10
• PROPIEDADES GENERALES.....	10
• INDICACIONES.....	11
• CONTRAINDICACIONES.....	12
• VENTAJAS.....	12
• DESVENTAJAS.....	12
CEMENTOS DE RESINA AUTOADHESIVOS.....	13
• VENTAJAS.....	14
VARIOLINK II™ (IVOCLAR VIVADENT).....	15
• INSTRUCCIONES DE USO PARA EL CEMENTO VARIOLINK II™ SEGÚN FABRICANTE.....	15
RELYX™ ARC (3M-ESPE).....	16
• INSTRUCCIONES DE USO PARA EL CEMENTO RELYX™ ARC SEGÚN FABRICANTE.....	17
SPEEDCEM™ (IVOCLAR VIVADENT).....	17
• INSTRUCCIONES DE USO PARA EL CEMENTO SPEEDCEM™ SEGÚN FABRICANTE.....	18
RELYX™ U200 (3M-ESPE).....	19
• INSTRUCCIONES DE USO PARA EL CEMENTO RELYX™ U200 SEGÚN FABRICANTE.....	19
ESTUDIOS PREVIOS.....	20
OBJETIVO GENERAL.....	22
OBJETIVOS PARTICULARES	23
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	24
JUSTIFICACIÓN	24
HIPÓTESIS.....	25
HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	25
HIPÓTESIS NULA.....	25
MATERIALES Y MÉTODOS	26
MATERIAL Y EQUIPO EMPLEADO.....	26
VARIABLES DEPENDIENTES.....	29
VARIABLES INDEPENDIENTES.....	29
RESISTENCIA A LA FLEXIÓN.....	30
SORCIÓN Y SOLUBILIDAD.....	33
ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS DATOS.....	38
RESULTADOS.....	38
RESISTENCIA A LA FLEXIÓN.....	38

SOLUBILIDAD Y SORCIÓN	39
DISCUSIÓN	41
CONCLUSIÓN	43
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	45

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: <i>Composición general de los cementos de resina</i>	10
Tabla 2: <i>Tiempo de trabajo y de polimerización de SpeedCEM</i>	18
Tabla 3: <i>Cementos de resina utilizados (información del fabricante)</i>	28
Tabla 4: <i>Recolección de datos de ancho (b) y altura (h) en milímetros</i>	33
Tabla 5: <i>Recolección de datos para m₁, m₂ y m₃ (g)</i>	37
Tabla 6: <i>Resistencia a la flexión (MPa), módulo de elasticidad medio (MPa) y desviación estándar de los cementos duales convencionales y autoadhesivos</i>	40
Tabla 7: <i>Sorción y solubilidad de los cementos duales convencionales y autoadhesivos</i>	40

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. <i>Resistencia a la flexión</i>	5
Figura 2. <i>Fenómeno de absorción</i>	6
Figura 3. <i>Fenómeno de adsorción</i>	6
Figura 4. <i>Fenómeno de sorción</i>	6
Figura 5. <i>Microfiltración</i>	7
Figura 6. <i>Fenómeno de percolación</i>	7
Figura 7. <i>Estructuras de grupos fosfatos y fosfonatos funcionales y ejemplos de su uso en monómeros dentales autograbantes</i>	13
Figura 8. <i>Clasificación de cementos dentales de acuerdo a su composición</i>	14
Figura 9. <i>Molde para prueba de resistencia a la flexión</i>	27
Figura 10. <i>Molde para prueba de sorción y solubilidad</i>	27
Figura 11. <i>Molde para muestras de resistencia a la flexión</i>	31
Figura 12. <i>Dosificación de material</i>	31
Figura 13. <i>Preparación de muestra en molde</i>	31
Figura 14. <i>Colocación de cinta Myllar, placa de vidrio y grapas de presión</i>	31
Figura 15. <i>Fotocurado de la muestra</i>	32
Figura 16. <i>Eliminación de residuos</i>	32
Figura 17. <i>Desmolde de muestra</i>	32

Figura 18. Almacenamiento en agua bidestilada.....	32
Figura 19. Medición del ancho (<i>b</i>)	32
Figura 20. Medición de la altura (<i>h</i>).....	32
Figura 21. Colocación de la muestra en equipo de prueba	32
Figura 22. Molde para muestras de sorción y solubilidad.....	35
Figura 23. Preparación de muestra en molde	35
Figura 24. Colocación de cinta Myllar y placa de vidrio	35
Figura 25. Fotocurado de la muestra	36
Figura 26. Eliminación de residuos	35
Figura 27. Desmolde de la muestra.....	36
Figura 28. Colocación de muestras en rejilla	35
Figura 29. Colocación de rejilla en desecador.....	36
Figura 30. Almacenamiento de muestras en estufa a 37°C.....	36
Figura 31. Sumersión de muestras en agua bidestilada por 7 días.....	36
Figura 32. Resistencia a la flexión media (MPa) de los cementos duales convencionales y autoadhesivos.	39
Figura 33. Módulo de elasticidad medio (MPa) de los cementos duales convencionales y autoadhesivos	40
Figura 34. Sorción y solubilidad media ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) de los cementos convencionales y autoadhesivos	41

ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FLEXIÓN, SORCIÓN Y SOLUBILIDAD DE CUATRO CEMENTOS DUALES

RESUMEN

Se realizó un estudio in vitro de cuatro cementos duales: dos autoadhesivos (SpeedCEM™, RelyX™ U200) y dos convencionales (Variolink II™, RelyX™ ARC) en el que se comparó su resistencia a la flexión, sorción y solubilidad.

Este estudio se realizó debido a lo importante que resulta para el odontólogo tener conocimiento sobre las propiedades de los cementos duales y elegir el que mejor permita encarar determinadas situaciones clínicas.

Para ello se siguieron las especificaciones que proponen la Norma No. 27 de la Asociación Dental Americana (ADA) y la Organización Internacional de Estándares (ISO FDIS 4049: 2009).

Se elaboraron 10 muestras en barra de cada cemento para la evaluación de la resistencia a la flexión, fueron almacenadas 24 horas en agua bidestilada y posteriormente sometidas al equipo de prueba. El cemento que presentó mejores propiedades de resistencia a la flexión fue Variolink II™ (116.3 MPa) y el menor fue RelyX™ U200 (70.1 MPa).

Para la prueba de sorción y solubilidad, se realizaron 10 muestras en disco y se sumergieron durante 7 días en agua bidestilada. El cemento que presentó una menor sorción fue RelyX™ ARC (3.69 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$) y la mayor sorción SpeedCEM™ (29.27 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$).

La mayor solubilidad fue presentada por SpeedCEM™ (4.14 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$) contrario al cemento RelyX™ ARC (1.75 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), con la menor solubilidad.

INTRODUCCIÓN

La resistencia a la flexión de un cemento resinoso dual es una propiedad importante a tener en cuenta, ya que un material con poca resistencia se deformará más bajo las fuerzas de la masticación. Tal deformación podría tener efectos catastróficos (microfiltración, percolación, por mencionar algunos) sobre las estructuras alrededor del diente, que luego se ven obligadas a soportar más fuerzas de lo previsto originalmente.¹

En odontología, los materiales que se colocan en la boca de los pacientes van a estar constantemente bañados por un líquido especial (saliva) y por los líquidos que se ingieren durante la alimentación. Por tanto, es de suma importancia conocer la solubilidad o desintegración de los cementos resinosos duales en agua, saliva u otros líquidos. Además, dicha solubilidad debe ser lo más reducida posible, para garantizar que los materiales no se desintegren a corto o largo plazo en la boca.²

La sorción puede causar alteraciones dimensionales (expansión), facilitar el ingreso de microorganismos y pigmentos, y favorecer la liberación de compuestos solubles del interior de la estructura, con lo cual pueden verse afectadas las condiciones relativas a la compatibilidad del material con el medio biológico que lo contacta.³

Hasta el momento no se cuentan con suficientes estudios comparativos sobre estas propiedades físicas y químicas de los cementos duales Variolink II™ (Ivoclar Vivadent), RelyX™ ARC (3M-ESPE); y de los cementos duales autoadhesivos SpeedCEM™ (Ivoclar Vivadent) y RelyX™ U200 (3M-ESPE). Lo que da por resultado que el Cirujano Dentista no esté consciente de estos importantes datos que pudiesen ayudar a la elección de un mejor material.

El estudio de las propiedades de los materiales dentales posibilita establecer cuáles son las condiciones mínimas que debe tener un material para ser útil,

sus propiedades y su composición; los procedimientos y técnicas que permiten su adecuada manipulación; las indicaciones y contraindicaciones en el uso de cada uno de ellos; la forma más conveniente para su utilización clínica; y la manera más adecuada de organizar las experimentaciones e investigaciones relacionadas con ellos. De esta manera, se puede tener un indicio, aunque sea en forma limitada, del desempeño de muchos materiales utilizados directamente en la cavidad bucal, lo que representa una inversión considerable de tiempo y recursos. Por consecuencia, la etapa in vitro es únicamente el primer paso en la evaluación de la utilidad de un material, y la etapa clínica es el paso final e indispensable de toda investigación, pero, sin duda, sólo será conveniente llegar a esta etapa con aquellos que en el laboratorio hayan demostrado tener posibilidades de éxito.^{3,4}

MARCO TEÓRICO

Antecedentes

El uso de los cementos en Odontología se debe a la fórmula ideada por Ostermann en la década de 1840, que consistía en la unión de cal (óxido de calcio) con ácido fosfórico anhidro, que fraguaba entre uno a dos minutos.

En la década de 1950 aparecen los cementos plásticos, los cementos de resinas acrílicas fueron los primeros representantes de esta generación. Años más tarde aparecen los cementos de resina compuesta los cuales se adhieren al diente mediante el procedimiento de grabado ácido, ideado por Michael Bounocore en 1955.

En 1966, Smith propuso un cemento capaz de unirse químicamente con el calcio del diente, dando origen a una tercera generación de cementos de adhesión química: los cementos de policarboxilato. Posteriormente en 1972 Wilson y Kent idearon los cementos de ionómero de vidrio, basados en el mismo principio de los cementos de policarboxilato. Recientemente las investigaciones se han centrado en la búsqueda de un cemento, capaz de unirse químicamente a la parte inorgánica y a la parte orgánica de la dentina. Surgieron, entonces, los denominados “adhesivos dentinarios”.⁴

En 2002 fueron introducidos los cementos duales autoadhesivos como un nuevo subgrupo de los cementos de resina. Estos materiales fueron diseñados con la intención de superar algunas de las deficiencias de los cementos convencionales (fosfato de zinc, policarboxilato y cementos de ionómero de vidrio) y los de resina, así como para llevar sus características favorables a un sólo producto.⁵ Es así, como de la unión de cementos plásticos con adhesivos dentinarios se originan los nuevos “cementos autoadhesivos”.⁴

Resistencia a la flexión

Es la tensión máxima que puede soportar una estructura sin sufrir una determinada deformación plástica (deformación por flexión) y se mide como la fuerza por unidad de área de un material sometido a una carga (Fig. 1).⁶

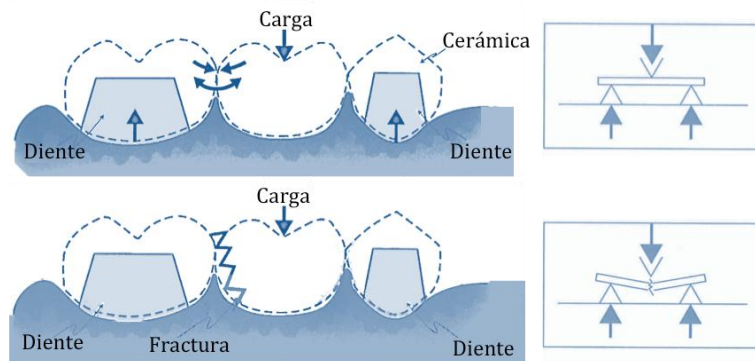


Figura 1. Resistencia a la flexión. Imagen tomada y modificada de Barceló F, Palma C. "Materiales Dentales; conocimientos básicos aplicados". México: Trillas; 2003.³

Absorción, adsorción y sorción

La absorción es el fenómeno en el que una sustancia difunde al interior de una materia sólida mediante un tipo de proceso de difusión y no produce una concentración de moléculas a nivel de la superficie (Fig. 2).

Por el contrario, en la adsorción esta difusión sólo ocurre en un nivel superficial, es decir, se refiere a un proceso de acción externa, por el cual una sustancia penetra únicamente en las primeras capas con espesor monomolecular o de varios centenares de angstroms, por medio de adosamiento (Fig. 3).^{3,7,8}

Cuando no es posible determinar a qué nivel se encuentra la concentración de moléculas, se habla del fenómeno de sorción (Fig. 4).^{3,8}

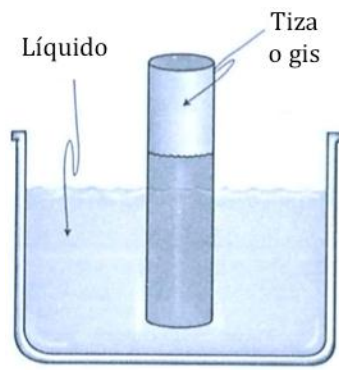


Fig. 2

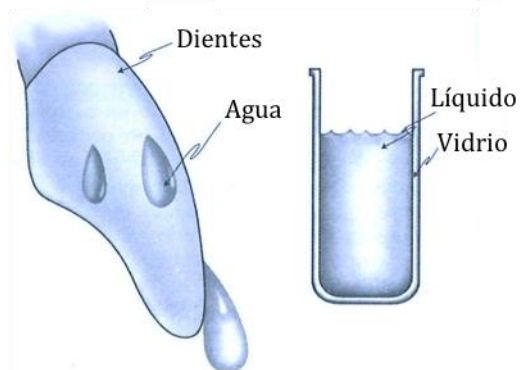


Fig. 3

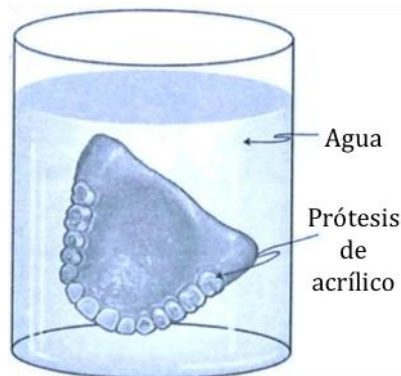


Fig. 4

Figura 2. Fenómeno de absorción. **Figura 3.** Fenómeno de adsorción. **Figura 4.** Fenómeno de sorción. Imagen tomada y modificada de Barceló F, Palma C. "Materiales Dentales; conocimientos básicos aplicados". México: Trillas; 2003.³

Solubilidad

Es la propiedad que posee un material para ser disuelto en otra sustancia. La solubilidad de los diferentes materiales depende de la estructura, del medio y de la velocidad de la relación entre estos dos factores; por ejemplo, los materiales orgánicos de alto peso molecular pueden considerarse inertes ante las soluciones acuosas como la saliva, pero son fácilmente disueltos por el alcohol y otros solventes orgánicos.³

Microfiltración

Al colocar un material dental en la cavidad bucal existe una separación entre el tejido dental y éste. Dicha separación puede incrementarse por la solubilidad y desgaste del o los materiales en esta zona. Cuando los fluidos presentes en la boca penetran por este espacio, se da el fenómeno de microfiltración (Fig. 5).^{2,3}

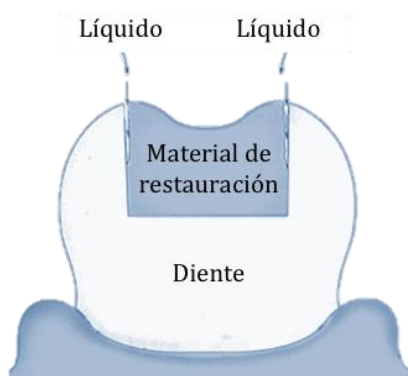


Figura 5. Microfiltración. Es causada por la solubilidad y desintegración de la sustancia entre el material de obturación y el diente. Imagen tomada y modificada de Barceló F, Palma C. "Materiales Dentales; conocimientos básicos aplicados". México: Trillas; 2003.³

Percolación

Es el término utilizado para referirse a la entrada y salida de fluidos de la interfase tejido dental-material, causado por los cambios dimensionales por su coeficiente de expansión térmica (Fig. 6).^{2,3,7}

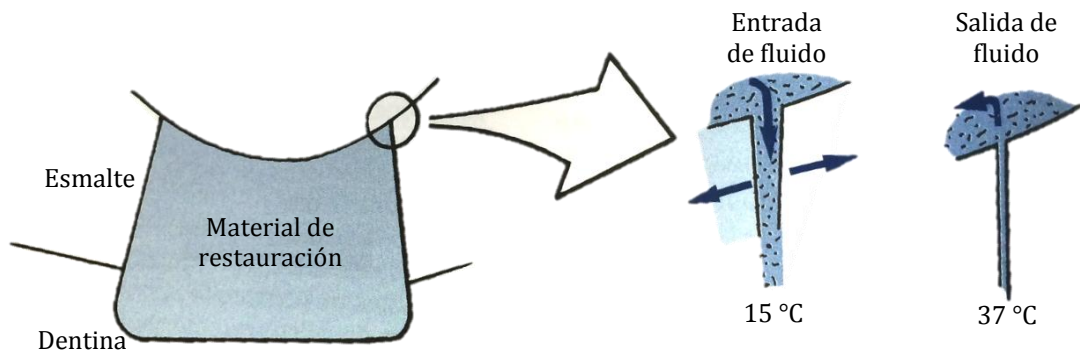


Figura 6. Fenómeno de percolación a lo largo de los bordes de una restauración debido a su diferencia en el coeficiente lineal de expansión térmica respecto a la estructura del diente durante los cambios de temperatura intraoral. Imagen tomada y modificada de Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. "Sturdevant: Arte y ciencia de la odontología conservadora". 5º ed. España: Elsevier; 2007.⁷

Cemento dental

Se denomina cemento a toda sustancia utilizada para unir dos o más cuerpos entre sí, desde el punto de vista mecánico. Un cemento dental se usa para cementar restauraciones indirectas al diente, su unión es micro mecánica, sella el espacio de la interfase diente/restauración, evita la microfiltración, para su aplicación puede ser necesario grabar esmalte y dentina.⁴

Los cementos dentales deben cumplir con requisitos básicos biológicos, mecánicos y de manipulación:⁹

- No debe dañar los dientes o los tejidos.
- Debe permitir el tiempo suficiente de trabajo para colocar la restauración.
- Debe ser lo suficientemente fluido para permitir el asentamiento completo de la restauración.
- Se debe formar rápidamente una masa dura lo suficientemente fuerte como para resistir las fuerzas masticatorias.
- No debe disolverse, y debe mantener intacto el sellado de la restauración.

Cemento de resina compuesta

Son similares a la resina compuesta utilizada como material de obturación: ambos son radiopacos con la diferencia de que tienen menos cantidad de relleno y, por lo tanto, son menos viscosos, menos resistentes y tienen mayor susceptibilidad al desgaste.⁴

Su presentación puede ser en polvo/líquido, cápsulas, o sistemas de pasta/pasta.⁹ La polimerización se puede conseguir a través de un sistema de fraguado químico convencional o mediante fotopolimerización. Algunos sistemas que emplean ambos mecanismos se denominan sistemas de fraguado dual.⁴

La unión de la resina al esmalte es por traba micromecánica en la superficie grabada con ácido. La unión a la dentina también es micromecánica, pero es mucho más compleja, normalmente requiere varios pasos que incluyen la eliminación de la capa de barrillo dentinario y la desmineralización de la superficie, posteriormente se aplica un agente adhesivo sin relleno o primer, al que se unirá químicamente la resina. La práctica de grabado total, que ha resultado frecuentemente en sensibilidad postoperatoria, se ha ido sustituyendo por métodos de autograbado menos invasivos.⁹

- *Clasificación según la ADA¹⁰*

La norma correspondiente a los cementos de resina es la No. 27 de la ADA, ésta misma clasifica a los materiales de restauración dental a base de resinas de la siguiente manera:

Clase A: materiales indicados por el fabricante como adecuados para la restauración de cavidades que involucran superficies oclusales.

Clase B: Todos los demás materiales.

Tipo 1: materiales químicamente curados, es decir, aquellos materiales donde la polimerización se efectúa mediante la mezcla de un iniciador y activador, pero excluyendo aquellos materiales en los que la activación también se efectúa mediante la aplicación de energía (materiales de curado dual).

Tipo 2: materiales activados con energía externa, es decir, aquellos materiales donde la polimerización se efectúa mediante la aplicación de energía, como la luz azul y que incluye los materiales que contienen también un iniciador químico y activador (materiales de curado dual).

- *Composición*

La composición básica de la mayoría de los cementos de resina modernos es similar a los materiales para restauración de resina compuesta: una matriz de resina con un relleno inorgánico silanizado. El relleno (0-80%) es el mismo que el que se emplea para las resinas compuestas, esto es, las partículas de sílice o vidrio y/o el sílice coloidal que se emplea en las resinas de microrelleno (menor de 1.0 μm). Estos rellenos contienen elementos químicos tales como bario, estroncio y circonio pueden ser añadidos para proporcionar características de radioopacidad.

Presentan una matriz de resina a base de monómeros diferentes, tales como Bis-GMA, TEGDMA, y UDMA. ^{4,6,11}

Cementos de resina	
<i>Componente</i>	<i>Función</i>
Bis-GMA (Bisfenol-A-glicidilmetacrilato)	Monómero.
UDMA (Dimetacrilato de uretano)	Monómero.
TEGDMA (Trietilen-glicol-dimetacrilato)	Monómero.
Di-metacrilato alquílico; glico-etil-endimetacrilato	Agente de unión entre matriz orgánica y relleno.
Hidroquinona	Estabilizador (inhibidor).
Canforoquinona	Activador (fotocurado).
Peróxido de benzoilo	Activador (autocurado).
Borosilicato de vidrio	Relleno.

Tabla 1: *Composición general de los cementos de resina.*^{4,7,8,12}

- *Propiedades generales* ^{4,6,10}

- Tiempo de trabajo: Estos cementos tienen un tiempo de trabajo de aproximadamente 4 minutos y un tiempo de polimerización de 6 a 7

minutos.

- Viscosidad: Casi todos los cementos actuales son de viscosidad media, con espesor de película superior o inferior a los 25 μ . Esta viscosidad va a depender de la cantidad y tipo de relleno. Se considera que para obtener mejores resultados, los cementos deben ser de baja viscosidad y alto contenido de relleno. Asimismo, se ha comprobado un menor desgaste en los bordes de la obturación utilizando cementos de microrelleno que con otro tipo de relleno.
- Resistencia a la flexión: Superan los 50 MPa.
- Sorción y solubilidad: La sorción y la solubilidad en agua, al igual que en ácidos es relativamente baja (0.05% solubilidad), no debe de superar los 50 $\mu\text{m}/\text{mm}^3$ y 5 $\mu\text{m}/\text{mm}^3$, respectivamente.
- Cambio de color: Es corriente el cambio de color del cemento durante el curado o pocos días después.
- Radiopacidad: Son radiopacos, superan los 2 mm de aluminio.
- Biocompatibilidad: Existe incertidumbre sobre la irritación pulpar por estos cementos. Por lo tanto, se exige el uso de adhesivos dentinarios y base de ionómero de vidrio siempre que sea necesario.

- *Indicaciones*

Están indicados para el cementado incrustaciones, onlays, coronas y puentes de porcelana y resinas; en restauraciones unidas a pilares de titanio; cementado de pernos, tornillos o postes de fibra de vidrio prefabricados; restauraciones metálicas o metal-cerámica; así como cualquier restauración donde pueda llevarse la luz, y a su vez pueda curar en la oscuridad (cementos de curado dual).^{4,6,9,13,14}

- *Contraindicaciones*

Para el cementado de carillas o cuando se han cementado restauraciones provisionales con cementos a base de eugenol, ya que este componente puede interferir con la reacción de polimerización del agente de unión.⁹

- *Ventajas*

- Resistencia a la compresión y a la tracción, dureza, resiliencia iguales o superiores a los de otros agentes cementantes.^{9,14}
- Baja solubilidad.^{4,9,14}
- Existe disponibilidad en varios tonos, lo que puede favorecer la obtención de resultados con mayor estética.⁹

- *Desventajas*

- La contracción durante la polimerización del cemento de resina (dependiendo el grosor) puede ser lo suficientemente importante como para generar tensiones que pueden formar pequeños espacios en la interfase cemento/diente.⁹
- Mayor espesor de película.⁹
- No presentan liberación de fluoruro.^{5,9,14}
- Irritación pulpar.^{4,9}
- Las resinas de curado dual pueden desteñirse con el tiempo debido a su composición (amina aromática).¹³
- Mayor costo.^{9,13}

Cementos de resina autoadhesivos

Los cementos autoadhesivos no requieren ningún tratamiento previo de la superficie del diente. Una vez que el cemento se mezcla, su procedimiento de aplicación es muy simple. La aplicación se lleva a cabo en un solo paso clínico, similar a los procedimientos de aplicación del fosfato de zinc y cementos de policarboxilato.¹⁴

Contienen rellenos inorgánicos tradicionales (sílice o vidrio) y una matriz orgánica con monómeros de metacrilatos con ácido fosfórico multifuncionales o monómeros ácidos, que proporcionan el mecanismo de unión del cemento a la hidroxiapatita, generando un puente químico con el ion calcio. Igual que los adhesivos autograbantes, el metacrilato fosforilado en el cemento autoadhesivo tiene un pH bajo que se crea cuando entra en contacto con agua o la humedad del diente. Este bajo pH graba a la dentina más fácilmente que al esmalte, lo que puede explicar que las resistencias de unión sean más altas en la dentina que en el esmalte. Como el grabado continúa, el cemento penetra la superficie grabada del diente, creando una unión micromecánica con él cuando se polimeriza el cemento.

Los grupos de ácido fosfórico restantes de los monómeros de metacrilato son neutralizados por otros iones liberados de los componentes de relleno durante las reacciones de polimerización, mientras que los iones de fluoruro liberados son absorbidos por las estructuras del diente. Debido a que se consume el agua producida, una matriz hidrófoba se forma en última instancia, con baja solubilidad, baja expansión y estabilidad a largo plazo.^{5,14-16}

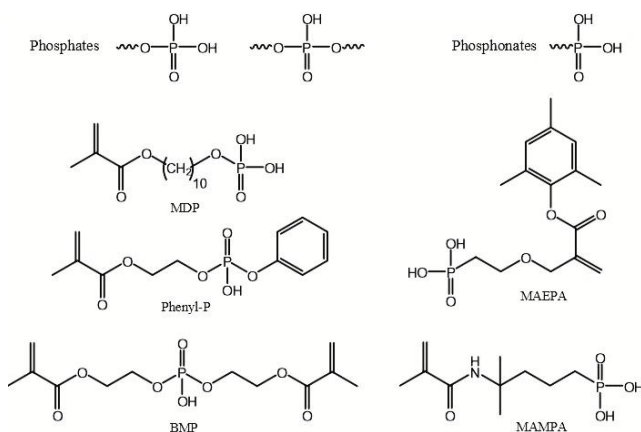


Figura 7. Estructuras de grupos fosfatos y fosfonatos funcionales y ejemplos de su uso en monómeros dentales autograbantes. Imagen tomada de Ferracane JL. Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. J Oral Rehabil. 2011; 38(4): 299.¹⁵

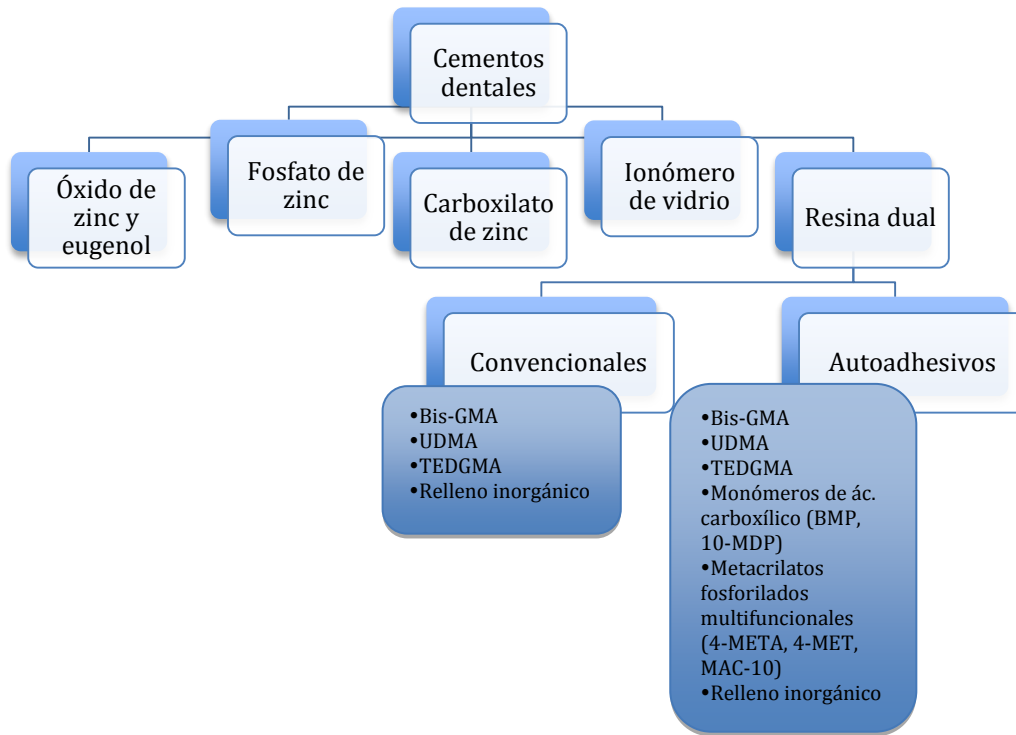


Figura 8. Clasificación de cementos dentales de acuerdo a su composición.^{4,6,14,15}

Los cementos de resina autoadhesivos presentan las mismas indicaciones y contraindicaciones que un cemento de resina convencional; sin embargo, sus ventajas se ven modificadas por su composición.^{4-9, 12-15}

- *Ventajas*

- Las mismas que los cementos de resina convencionales.
- Reducción en el tiempo de trabajo, debido a que es posible la eliminación del paso de grabado previo.^{14,15}
- No se elimina la capa de barrillo dentinario, lo que se resulta en un menor grado de sensibilidad pulpar post operatoria.^{5,14,15}
- Adhesión química con la hidroxiapatita dada por los componentes: 10-MDP, 4-META.⁵

Variolink II™ (Ivoclar Vivadent) ¹⁷

Variolink II™ es un sistema de fijación en base a resina radiopaca, fotopolimerizable y autopolimerizable, para la cementación adhesiva de restauraciones indirectas de cerámica sin estructura metálica, de cerómero y de composite.

Este cemento de resina está constituido por:

- Catalizador: en dos colores (transparente y amarillo) y dos consistencias (muy viscoso y poco viscoso).
- Base: en una consistencia y seis colores (bleach XL, transparente, blanco, amarillo, marrón, blanco opaco).

La resina está compuesta por bisfenol-A-diglicidiléterdimetacrilato (BisGMA), dimetacrilato de uretano (UDMA) y trietilen glicol dimetacrilato (TEDGMA).

- *Instrucciones de uso para el cemento Variolink II™ según fabricante ¹⁷*

1. Aislamiento total con dique de goma.
2. Tratamiento preliminar de la restauración según fabricante.
3. Cavidad/Preparación Tratamiento preliminar.

-Lavar la cavidad preparada con agua en spray y secar.

-Aplicar gel de ácido fosfórico 37% primero sobre el esmalte preparado y seguidamente sobre dentina. Extender el gel de grabado con un pincel desechable o extremo de una cánula también en todas las zonas de la preparación. Dejar actuar el gel de grabado durante 15-30 segundos sobre el esmalte y de 10 a 15 segundos sobre dentina.

-Aclarar abundantemente y durante al menos 5 segundos con un fuerte chorro de agua. Secar la humedad sobrante de forma que después sea visible una superficie dentinaria algo húmeda y brillante.

-La superficie de esmalte grabada tiene que presentar un aspecto blanco tizoso. En caso contrario o si la superficie de esmalte se contamina, repetir el grabado.

-A continuación, aplicar el adhesivo.

4. Variolink II™

-Mezclar Variolink II™ en proporción 1:1 en un block de mezcla durante 10 segundos (espatular minuciosamente). El tiempo de trabajo de Variolink II™ mezclado es de alrededor de 3,5 minutos a temperatura 37°C/ 99°F.

5. Colocación.

6. Polimerización.

-Polimerizar Variolink II™ paso a paso como mínimo 40 segundos por cada sección. Comenzar por los márgenes proximales (polimerice a través de cuñas interdetales transparentes).

7. Acabado y pulido.

RelyX™ ARC (3M-ESPE) 18

El sistema RelyX™ ARC es una resina de cementación permanente pasta-pasta, de doble polimerización desarrollada para ser utilizada con el sistema adhesivo dental 3M Single Bond™. Utilizado en esta combinación, el sistema está indicado para cementar restauraciones indirectas como las coronas, puentes, puentes Maryland (adhesivos), inlays, onlays y para cementación de pernos endodónticos. Estas restauraciones indirectas pueden estar compuestas por porcelana, cerámica, composite prepolimerizado, metal o porcelana fundida con metal (PFM). El sistema también puede ser utilizado para restauraciones adhesivas con amalgamas (adheridas). RelyX™ ARC está disponible en un color Transparente (A1) y uno Universal (A3).

La resina está compuesta por bisfenol-A-diglicidiléterdimetacrilato (BisGMA) y trietilen glicol dimetacrilato (TEDGMA). El relleno de zirconia/sílice es

utilizado para impartir radiopacidad, resistencia al desgaste y resistencia física. La carga de relleno del cemento RelyX™ ARC mezclado es de aproximadamente 67,5% por peso. El tamaño promedio de las partículas para el material de relleno es de aproximadamente 1,5µm.

- *Instrucciones de uso para el cemento RelyX™ ARC según fabricante* ¹⁸

1. Aislamiento total con dique de goma.
2. Tratamiento preliminar de la restauración según fabricante.
3. Cuidado/Preparación Tratamiento preliminar.
 - Grabador. Aplicar el gel grabador Scotchbond™ al esmalte y dentina; espere 15 segundos y después lave durante 10 segundos. Secar exceso de agua.
 - Adhesivo. Aplicar 2 capas consecutivas de adhesivo Single Bond™ al esmalte y dentina. Secar durante 5 segundos.
 - Fotocurado. Fotocurar durante 10 segundos por superficie a adherir.
4. RelyX™ ARC
 - Dispensar el cemento (clicker) sobre el bloque de mezcla y mezcle por 10 segundos. Aplicar una fina capa de cemento sobre la preparación.
5. Colocación.
6. Polimerización.
 - Polimerizar RelyX™ ARC como mínimo 40 segundos por cada sección.
7. Acabado y pulido.

SpeedCEM™ (Ivoclar Vivadent) ¹⁹

SpeedCEM es un cemento dental en base a composite autoadhesivo, autopolimerizable con opción de fotopolimerización, para la cementación de restauraciones indirectas realizadas en cerámicas de alta resistencia, composite, metal-cerámica y metal. Cuando se aplica SpeedCEM™, no se requiere la aplicación adicional de agentes adhesivos. La jeringa de

automezcla permite la aplicación directa del material de cementación sobre la restauración, con el consiguiente ahorro de tiempo.

SpeedCEM™ está disponible en tres colores con varios grados de translucidez:

- transparente
- amarillo
- blanco opaco

	Temperatura ambiente 23 °C ± 1 °C	Intraoralmente aprox. 37 °C ± 1 °C
Tiempo de trabajo	150 ± 30 seg.	110 ± 30 seg.
Tiempo de polimerización (sin tiempo de trabajo)	240 ± 60 seg.	160 ± 40 seg.

Tabla 2: *Tiempo de trabajo y de polimerización de SpeedCEM.¹⁹*

La matriz de monómero se compone de dimetacrilatos y monómeros ácidos. Los rellenos inorgánicos son vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, copolímeros y dióxido de silicio altamente disperso.

- *Instrucciones de uso para el cemento SpeedCEM™ según fabricante ¹⁹*

1. Aislamiento total con dique de goma.
2. Tratamiento preliminar de la restauración según fabricante.
3. Eliminación de la restauración provisional y limpieza minuciosa de la cavidad
 - Eliminar los posibles residuos del composite de cementación provisional de la cavidad o de la preparación con cepillo de pulido y pasta de limpiar libre de fluoruro. Aclarar con agua pulverizada. A continuación, secar ligeramente con aire libre de agua y grasa. Evitar el resecado.
4. SpeedCEM™
 - Para cada aplicación, coloque una nueva jeringa auto mezcladora en la

jeringa. Extraer el producto con la jeringa automezcladora y aplicar la cantidad deseada directamente en la restauración.

5. Colocación.

6. Fotopolimerización (opcional).

-Asentar la restauración y fijar/mantener in situ ejerciendo una presión uniforme.

-El material de exceso se polimeriza con luz de polimerización durante un segundo por cuarto (mesial y distal lingual, mesial y distal labial) a una distancia de 0 a 10 mm. Retirar excedentes.

-A continuación, fotopolimerizar todas las uniones cementadas durante 20 segundos.

7. Acabado y pulido.

RelyX™ U200 (3M-ESPE) ²⁰

El RelyX™ U200 es un cemento sellador de resina universal auto-adhesivo de curado dual para la cementación adhesiva de restauraciones de cerámica, resina o metálicas indirectas. Cuando se utiliza el cemento RelyX™ U200, la aplicación de agente adhesivo y acondicionamiento ya no es necesario.

La matriz de resina del cemento RelyX™ U200 consiste de monómeros de metacrilato modificados con ácido fosfórico multifuncional.

• *Instrucciones de uso para el cemento RelyX™ U200 según fabricante ²⁰*

1. Aislamiento total con dique de goma.

2. Tratamiento preliminar de la restauración según fabricante.

3. Cuidado/Preparación Tratamiento preliminar

-Limpiar la preparación y a continuación, secar ligeramente sin resecar.

4. RelyX™ U200

- Dispensar el cemento (clicker) sobre el bloque de mezcla y mezcle por

20 segundos la pasta base y la pasta del catalizador con una espátula.
Aplicar una fina capa de cemento sobre la preparación.

5. Colocación.

6. Polimerización

-Polimerizar RelyX™ U200 por 20 segundos por cada sección.

7. Acabado y pulido.

Estudios previos

Habekost y cols. (2007), hicieron un estudio in vitro donde se evaluó la resistencia a la flexión de tres marcas comerciales de cementos de resina dual: Enforce™ (Dentsply), RelyX™ ARC (3M ESPE), FillMagic™ Dual Cement (Vigodent). Fueron preparados 5 especímenes de cada material, según la norma ISO/FDIS 4049:2000, y almacenados durante 7 días. Se encontraron diferencias significativas en los valores de resistencia a la flexión entre una y otra marca utilizada en su estudio y asociaron la fractura de las restauraciones cementadas con el material de menor módulo de flexión (FillMagic™ Dual Cement 2.59 GPa).²¹

En el estudio realizado por Saskalauskaite y cols. (2008), se hicieron pruebas para determinar la resistencia a la flexión, módulo de elasticidad y pH de cementos de resina dual autoadhesivos: RelyX™ Unicem (3M ESPE), Maxcem™ (SDS Kerr), Embrace Wetbond™ (Pulpdent); cementos duales convencionales: (RelyX™ ARC (3M ESPE), Linkmax™ (GC Corporation); y cementos de ionómero de vidrio modificados con resina Fuji Plus™ (GC Corporation), RelyX™ Luting Plus (3M ESPE). Los cementos de ionómero modificados tuvieron una menor resistencia a la flexión (35.2-36.8 MPa). Los cementos autoadhesivos y los convencionales tuvieron una resistencia a la flexión similar.²²

Gerdolle y cols. (2008), realizaron un estudio in vitro sobre la sorción de agua

y solubilidad de cuatro agentes cementantes: dos cementos resinosos [Variolink II™ (Ivoclar Vivadent), y Panavia F™ (Kuraray)], un cemento resinoso modificado con poliácidos [Resinomer™ (Bisco)], y un cemento de ionómero de vidrio modificado con resina [Fuji Plus™ (GC Corporation)]. Se prepararon 5 muestras de cada cemento y se sumergieron en agua destilada por 7 días, inmediatamente, las muestras fueron pesadas; luego se sumergieron, desecaron y pesaron diariamente por 35 días evaluando su solubilidad (sl) y sorción (s). Fuji Plus™ presentó los valores más altos de sorción y solubilidad (s=230.2µg/mm³, sl=21.7µg/mm³), seguido por Resinomer™ (s=60.3µg/mm³, sl=7.9µg/mm³), Panavia F™ (s=21.6µg/mm³, sl=4.9µg/mm³) y Variolink II™ (s=17.9µg/mm³, sl=4.8µg/mm³).²³

Vrochari y cols. (2010), igualmente evaluaron estas propiedades químicas en cuatro cementos resinosos autoadhesivos [RelyX™ Unicem (3M-ESPE), Maxcem™ (SDS Kerr), Biscem™ (Bisco), Multilink Sprint™ (Ivoclar Vivadent)] y un cemento de resina convencional [Multilink Automix™ (Ivoclar Vivadent)] como grupo control. Se utilizaron 12 muestras de cada cemento sumergidas en agua destilada por 7 días. Los resultados arrojados fueron: Maxcem™ y Biscem™ presentaron un alto grado de sorción (73.6 µg/mm³, y 80.7µg/mm³ respectivamente), la sorción de RelyX™ Unicem y Multilink Sprint estuvo, ligeramente, sobre el grupo control (25.7µg/mm³, y 19,6µg/mm³). En cuanto a la solubilidad: Maxcem™ presentó la mayor solubilidad (40.4µg/mm³), seguido por Biscem™ (2.3µg/mm³), RelyX™ Unicem y Multilink Automix™ (3.8µg/mm³, y 3.3µg/mm³); el cemento Multilink Sprint™ no presentó cambios en su masa.²⁴

Marghalani (2012), realizó un estudio para evaluar la solubilidad y sorción de cuatro cementos de resina autoadhesivos: G-Cem™ (GC Corporation), SmartCem™ 2 (DentsplyDeTrey), RelyX™ U100 (3M-ESPE), RelyX™ Unicem 2 automix (3M-ESPE). Los especímenes fueron sumergidos en agua destilada (1 espécimen por cemento) y en ácido láctico (1 espécimen por cemento) a 37°C por 168 h, siendo su sorción evaluada a intervalos de 1, 6, 12, 24, 48 y

168 h; sin embargo, la solubilidad fue evaluada hasta el término de las 168 h. Las conclusiones que se obtuvieron de esta investigación fueron: el cemento RelyX™ Unicem 2 automix (sorci3n de agua 3.89 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, 1h) seguido por RelyX™ U100 demostraron una menor sorci3n y solubilidad que puede ser atribuida a la neutralizaci3n del fosfato 3cido por la liberaci3n de iones del relleno; el cemento G-Cem™ basado en UDMA, 4-META, 3ster de 3cido fosf3rico y agua destilada expresaron la mayor sorci3n (sorci3n de 3cido l3ctico 37.83 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, 168h) y solubilidad presentando agrietamiento de la superficie.¹⁶

Duymus y cols. (2013), realizaron otro estudio in vitro para evaluar la resistencia a la flexi3n de tres marcas comerciales de cemento de resina dual: Nexus™ 3 (SDS Kerr), Variolink II™ (Ivoclar Vivadent), Panavia F™ (Kuraray). Los espec3menes fueron almacenados hasta por 30 d3as (15 espec3menes por material) y las pruebas fueron realizadas a las 24 h, 15 y 30 d3as. En este estudio, la resistencia a la flexi3n de los cementos fue aumentando conforme mayor tiempo de almacenamiento. Se3alan que las propiedades mec3nicas se encuentran 3ntimamente relacionadas con la composici3n de los materiales, tales como: el tama3o de relleno, contenido del relleno, matriz del pol3mero y la uni3n del relleno y la matriz. La combinaci3n de resinas de microrelleno y composites h3bridas aumentan la resistencia a la flexi3n en comparaci3n con resinas de microrelleno solas. Los cementos a base de Bis-GMA tuvieron mayor grado de resistencia (87.80 MPa) al ser almacenados por 30 d3as que otros cementos.²⁵

OBJETIVO GENERAL

Conocer la resistencia a la flexi3n, sorci3n y solubilidad que presentan los cementos resinosos duales: Variolink II™ (Ivoclar Vivadent), RelyX™ ARC (3M-ESPE), SpeedCEM™ (Ivoclar Vivadent) y RelyX™ U200 (3M-ESPE).

OBJETIVOS PARTICULARES

- Conocer la resistencia a la flexión del cemento dual convencional Variolink II™ (Ivoclar Vivadent).
- Conocer el grado de sorción del cemento dual convencional Variolink II™ (Ivoclar Vivadent).
- Conocer el grado de solubilidad del cemento dual convencional Variolink II™ (Ivoclar Vivadent).
- Conocer la resistencia a la flexión del cemento dual convencional RelyX™ ARC (3M-ESPE).
- Conocer el grado de sorción del cemento dual convencional RelyX™ ARC (3M-ESPE).
- Conocer el grado de solubilidad del cemento dual convencional RelyX™ ARC (3M-ESPE).
- Conocer la resistencia a la flexión del cemento dual autoadhesivo SpeedCEM™ (Ivoclar Vivadent).
- Conocer el grado de sorción del cemento dual autoadhesivo SpeedCEM™ (Ivoclar Vivadent).
- Conocer el grado de solubilidad del cemento dual autoadhesivo SpeedCEM™ (Ivoclar Vivadent).
- Conocer la resistencia a la flexión del cemento dual autoadhesivo RelyX™ U200 (3M-ESPE).
- Conocer el grado de sorción del cemento dual autoadhesivo RelyX™ U200 (3M-ESPE).
- Conocer el grado de solubilidad del cemento dual autoadhesivo RelyX™ U200 (3M-ESPE).
- Comparar entre sí la resistencia a la flexión de dos cementos duales convencionales (Variolink II™, RelyX™ ARC).
- Comparar entre sí el grado de sorción de dos cementos duales convencionales (Variolink II™, RelyX™ ARC).
- Comparar entre sí el grado de solubilidad de dos cementos duales convencionales (Variolink II™, RelyX™ ARC).

- Comparar entre sí la resistencia a la flexión de dos cementos duales autoadhesivos (SpeedCEM™, RelyX™ U200).
- Comparar entre sí el grado de sorción de dos cementos duales autoadhesivos (SpeedCEM™, RelyX™ U200).
- Comparar entre sí el grado de solubilidad de dos cementos duales autoadhesivos (SpeedCEM™, RelyX™ U200).
- Analizar si existe una diferencia significativa en la resistencia a la flexión de los cementos duales convencionales y los de autoadhesión.
- Analizar si existe una diferencia significativa en el grado de sorción de los cementos duales convencionales y los de autoadhesión.
- Analizar si existe una diferencia significativa en el grado de solubilidad de los cementos duales convencionales y los de autoadhesión.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

No se cuenta con un gran número de estudios acerca de la resistencia a la flexión, la sorción y solubilidad de estas marcas de cementos duales, sólo la proporcionada por el fabricante; así como, no se conoce si la condición autoadhesiva influye en estas propiedades mecánicas y químicas.

JUSTIFICACIÓN

Debido a la problemática planteada anteriormente, es que resulta necesario realizar estudios que contribuyan a los ya realizados a aumentar el acervo científico de los cementos duales autoadhesivos y convencionales.

Para el odontólogo es importante el tener conocimiento acerca de las propiedades físicas (resistencia a la flexión) y químicas (sorción y

solubilidad) de los materiales dentales a usar y así seleccionar el más adecuado, es decir, el que mejor permita encarar una determinada situación de tratamiento odontológico.

Los valores obtenidos durante las pruebas en laboratorio permiten determinar qué tanto soporta un material en flexión, condición que se reproduce durante las cargas masticatorias. Asimismo, es importante conocer los valores de sorción y solubilidad de los materiales dentales ya que en su aplicación estarán sometidos en un medio acuoso.

Actuando con precisión en este sentido, posibilita hacer una mejor selección y, por ende, obtener mejores resultados en el trabajo con cementos de resina dual.

HIPÓTESIS

Hipótesis de trabajo

1. La resistencia a la flexión de los cementos autoadhesivos será menor al del grupo de cementos duales convencionales.
2. La sorción y solubilidad de los cementos autoadhesivos será mayor al del grupo de los cementos duales convencionales.

Hipótesis nula

1. La resistencia a la flexión de los cementos autoadhesivos será mayor al del grupo de cementos duales convencionales.
2. La sorción y solubilidad de los cementos autoadhesivos será menor al del grupo de los cementos duales convencionales.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se siguieron las especificaciones de la Norma No. 27 de la ADA y de la Organización Internacional de Estándares (ISO FDIS 4049: 2009).¹⁰

Material y equipo empleado

- 1 equipo de ensayo universal (INSTRON™ 5567).
- 1 balanza analítica (BOECO™).
- 1 estufa incubadora (Felisa™).
- 1 cámara de humedad y temperatura (PolyScience™).
- 1 desecador de sílica gel.
- 1 calibrador Vernier (Mitutoyo Corporation™), exacto a 0.01 mm.
- 1 lámpara de fotocurado Bluephase N™ M (Ivoclar Vivadent) 800 mW/cm².
- 1 gafas de protección para luz azul de longitud de onda 400-500 nm.
- 1 radiómetro (Kerr™).
- 1 cronómetro (SperScientific™).
- 40 tubos Eppendorf.
- 1 rejilla para almacenamiento en desecador.
- 1 molde para preparación de muestras para evaluación de resistencia a la flexión: (25 ±2) mm x (2 ±0,2) mm (Fig. 8).
- 1 molde para preparación de muestras para evaluación de sorción y solubilidad: (15 ±1) mm de diámetro y (0.5 ±0.1) mm de espesor (Fig. 9).
- 2 placas de vidrio de 50 mm x 50 mm x 2 mm.
- 2 grapas de presión.
- 1 caja de Petri.
- 1 loseta de vidrio para mezcla.
- 1 espátula plástica para cementos.
- 1 pinzas de curación.

- 1 regla plástica.
- 4 cementos duales: Variolink II™, RelyX™ ARC, SpeedCEM™, RelyX™ U200 (Tabla 3).
- Guantes de látex.
- Campos desechables.
- Cinta Myllar.
- Alcohol.
- Agua bidestilada (grado 2).
- Cera microcristalina en tolueno al 3% (agente separador) .

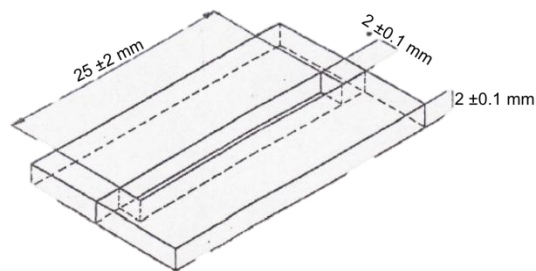


Fig. 8

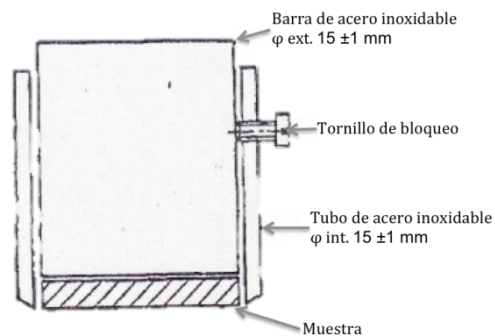


Fig. 9

Figura 9. Molde para prueba de resistencia a la flexión. **Figura 10.** Molde para prueba de sorción y solubilidad. Imagen tomada y modificada de American National Standards Institute/American Dental Association. Specification N°. 27 for Resin-Based Filling Materials. 1993.¹⁰

Marca	Tipo	Composición	Fabricante	Lote
Variolink II	Cemento de resina dual convencional	Base: Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, relleno inorgánico, trifluoruro de iterbio, iniciador, estabilizador. Relleno: 46.7% vol. Catalizador: Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, relleno inorgánico, trifluoruro de iterbio, peróxido de benzoilo, estabilizador. Relleno: 43.6% vol.	Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein	Base: S48687 S51844 Catalizador: S33876 T0903
RelyX ARC	Cemento de resina dual convencional	Bis-GMA, TEGDMA, vidrio de sílice y zirconio: 67.5% vol.	3M ESPE; St Paul, MN, USA	N551684
SpeedCEM	Cemento de resina dual autoadhesivo	Base: UDMA, TEGDMA, PEGDMA, monómeros metacrilados con grupos ácido fosfóricos. Relleno: 23.3% vol. Catalizador: UDMA, TEGDMA, PEGDMA, monómeros metacrilados con grupos ácido fosfóricos. Relleno: 26% vol.	Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein	S52122
RelyX U200	Cemento de resina dual autoadhesivo	Base: Monómeros metacrilados con grupos ácido fosfóricos, rellenos silanizados, iniciadores, estabilizadores, aditivos reológicos. Catalizador: Monómeros metacrilados, rellenos alcalinos, rellenos silanizados, iniciadores, estabilizadores, pigmentos, aditivos reológicos.	3M ESPE; St Paul, MN, USA	551664 554573
Bis-GMA: bisfenol-A-glicidilmetacrilato; UDMA: dimetacrilato de uretano; TEGDMA: trietilen-glicol-dimetacrilato; PEGDMA: polietilen-glicol-dimetacrilato.				

Tabla 3. Cementos de resina utilizados (información del fabricante).

Variables dependientes

- Temperatura del área de preparación.
- Tamaño y grosor de las muestras.
- Condiciones de la sílica gel.

La primer variable que se enuncia modifica los resultados del sistema en alterar las propiedades de los componentes de los cementos, asimismo infiere en el proceso de polimerización de los mismos.

La segunda, homogeniza las muestras para que las pruebas se realicen en la mayor semejanza de circunstancias.

La tercera, influye en la capacidad de desecación de las muestras y la correcta obtención de la masa antes y después de la sumersión en la prueba de sorción y solubilidad.

Variables independientes

- Número de lote de los cementos.
- Condiciones de almacenamiento del material en los depósitos.
- Tiempo de estabilización de masa de las muestras.

El número de lote hace referencia a la elaboración del material, es decir, el tiempo de vida transcurrido y propiedades de cada uno de los componentes químicos del cemento, que también se ven afectadas por un correcto o no almacenamiento de los productos.

El cumplir el tiempo de estabilización de masa adecuado o no hacerlo tendrá efecto en los datos utilizados para la ecuación en la que se obtendrán los resultados finales de la prueba.

Resistencia a la flexión

Se prepararon 10 muestras de un mismo lote de cada producto, según las instrucciones proporcionadas por el fabricante, en un molde cubierto por una ligera capa de agente separador para la preparación de muestras de (25 ± 2) mm x $(2 \pm 0,2)$ mm (Fig. 10-13). Se colocó la punta de la lámpara de fotocurado en el centro de la muestra y en contra de la placa de vidrio que cubre el molde. Se irradió esa sección de la muestra durante el tiempo de exposición recomendado por el fabricante. Después se recolocó la fuente de luz a la sección próxima al centro durante el tiempo apropiado y posteriormente la sección restante hasta que toda la longitud de la muestra fue irradiada (Fig. 14). Una vez terminado este procedimiento, se colocó la muestra ensamblada en baño de agua a 37 ± 1 °C durante 15 minutos. Posteriormente se retiró la muestra del molde y se almacenó en agua bidestilada a 37 ± 1 °C (Fig. 15-17).

Se midieron las dimensiones de la muestra con una precisión de ± 0.01 mm (Fig. 18-19) (Tabla 4) 23 horas y 45 minutos después de empezar a mezclar y fotopolimerizar según instrucciones del fabricante. Se introdujo el espécimen al equipo de prueba de resistencia a la flexión (Fig. 20).

Habiendo transcurrido 24 horas después del inicio de la mezcla, se aplicó una carga al espécimen de $(0,75 \pm 0,25)$ mm/min o (50 ± 16) N/min hasta que se produjo una fractura en la muestra. Se registró la carga máxima ejercida sobre la muestra y se repitió la prueba en los otros ejemplares.

Para calcular la resistencia a la flexión, σ , en megapascales (MPa), se empleó la siguiente ecuación:

$$\sigma = \frac{3 Fl}{2 bh^2}$$

Donde:

F es la carga máxima, en Newtons, ejercida en la muestra;

l es la distancia, en milímetros, entre los soportes, exacto ± 0.01 mm;

b es el ancho, en milímetros, de las muestras inmediatamente antes de ser sometidas a la prueba;

h es la altura, en milímetros, de las muestras inmediatamente antes de ser sometidas a la prueba.

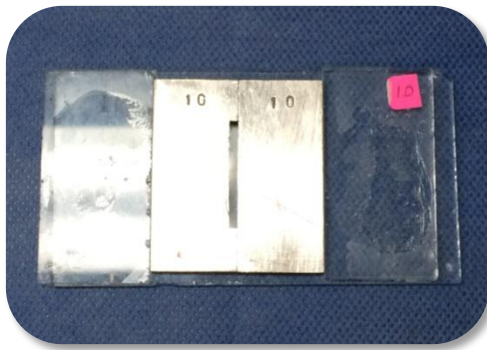


Figura 11. Molde para muestras de resistencia a la flexión.

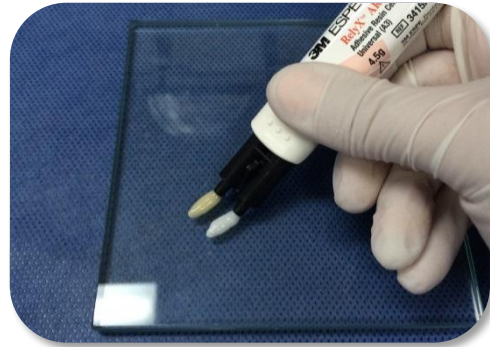


Figura 12. Dosificación de material.

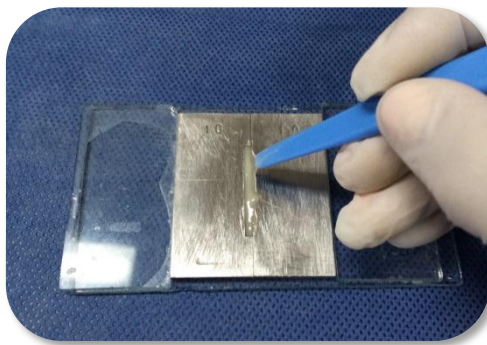


Figura 13. Preparación de muestra en molde.



Figura 14. Colocación de cinta Myllar, placa de vidrio y grapas de presión.



Figura 15. Fotocurado de la muestra.

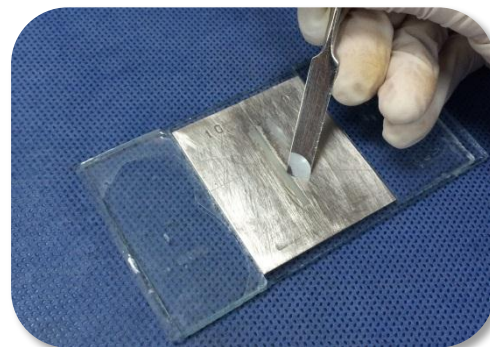


Figura 16. Eliminación de residuos.

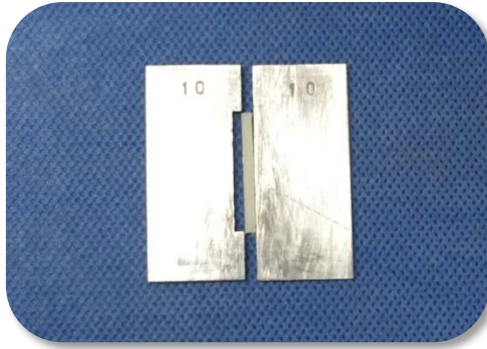


Figura 17. Desmolde de muestra.

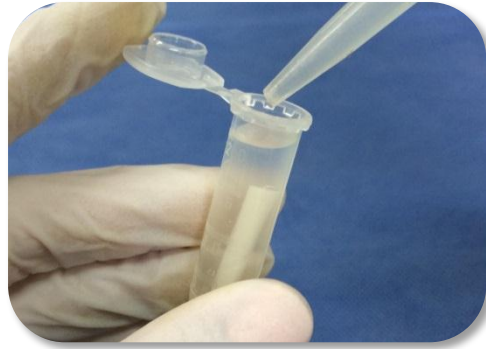


Figura 18. Almacenamiento en agua bidestilada.



Figura 19. Medición del ancho (b).



Figura 20. Medición de la altura (h).

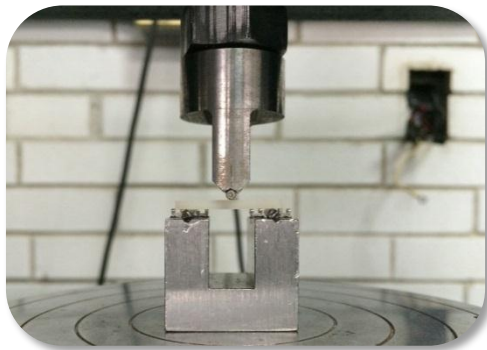


Figura 21. Colocación de la muestra en equipo de prueba.

	<i>Variolink II</i>		<i>RelyX ARC</i>		<i>SpeedCEM</i>		<i>RelyX U200</i>	
	<i>b</i>	<i>h</i>	<i>b</i>	<i>h</i>	<i>b</i>	<i>h</i>	<i>b</i>	<i>h</i>
1	2.11	2.02	2.11	2.00	2.04	2.02	2.10	2.02
2	2.06	2.02	2.11	2.05	2.06	2.05	2.09	2.03
3	2.17	2.02	2.09	2.01	2.11	2.06	2.11	2.07
4	2.15	2.06	2.10	2.02	2.08	2.05	2.12	2.06
5	2.09	2.03	2.08	2.07	2.08	2.06	2.09	2.04
6	2.08	2.06	2.15	2.06	2.10	2.05	2.10	2.06
7	2.11	2.06	2.13	2.10	2.11	2.06	2.12	2.03
8	2.10	2.02	2.11	2.02	2.09	2.04	2.10	2.02
9	2.17	2.03	2.09	2.06	2.09	2.02	2.08	2.00
10	2.09	2.03	2.11	2.07	2.09	2.02	2.09	2.02

Tabla 4. Recolección de datos de ancho (*b*) y altura (*h*) en milímetros.

Sorción y solubilidad

Se prepararon 10 muestras de un mismo lote de cada producto, según las instrucciones proporcionadas por el fabricante, en un molde cubierto por una ligera capa de agente separador para la preparación de muestras en disco de (15 ± 1) mm de diámetro y (0.5 ± 0.1) mm de espesor (Fig. 21-23). Se colocó la punta de la lámpara de fotocurado en el centro de la muestra y en contra de la placa de vidrio que cubre el molde. Se irradió esa sección de la muestra durante el tiempo de exposición recomendado por el fabricante. Después se recolocó la fuente de luz a la sección próxima al centro durante el tiempo

apropiado y posteriormente las secciones restantes hasta que la totalidad de la muestra fue irradiada (Fig. 24).

Después de retirar los especímenes del molde, se transfirieron al desecador manteniendo una temperatura de (37 ± 1) °C (Fig. 25-29). Después de 24 horas, se almacenaron las muestras en el desecador a (23 ± 1) °C durante 1 hora y luego fueron pesadas con una precisión de ± 0.2 mg. Se repitió este ciclo hasta que una masa constante, m_1 , fue obtenida, es decir, hasta que la pérdida de masa de cada muestra no fue más de 0.2 mg en un periodo de 24 horas.

Se sumergieron las muestras en agua bidestilada y se mantuvieron a (37 ± 1) °C durante 7 días (Fig. 30). Después de completar el periodo de sumersión, se retiraron los especímenes, se lavaron con agua bidestilada nueva, se secó el agua de la superficie hasta que quedó libre de humedad visible, se agitaron cuidadosamente en el aire durante 15 segundos, y se esperó 1 minuto después de la eliminación del agua. Esta masa fue registrada como m_2 .

Después, se reacondicionaron las muestras a una masa constante en el desecador utilizando el ciclo descrito anteriormente para la obtención de m_1 . Se registró la masa constante como m_3 (Tabla 5).

Se midió el diámetro y el espesor de cada muestra en el centro de ella y en cuatro puntos igualmente espaciados en la circunferencia; así fue calculado la media del volumen, V , en milímetros cúbicos, empleando la siguiente ecuación:

$$V = \pi r^2 h$$

Donde:

r es el radio de la muestra, en milímetros;

h es el espesor de la muestra, en milímetros.

Para calcular la sorción, w_{sp} , en microgramos por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$), se empleó la siguiente ecuación:

$$w_{sp} = \frac{m_2 - m_3}{V}$$

Donde:

m_2 es la masa de la muestra, en microgramos, después del tiempo específico de inmersión;

m_3 es la masa reacondicionada de la muestra, en microgramos;

V es el volumen de la muestra, en milímetros cúbicos.

Para calcular la solubilidad, w_{sl} , en microgramos por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$), se empleó la siguiente ecuación:

$$w_{sl} = \frac{m_1 - m_3}{V}$$

Donde:

m_1 es la masa acondicionada de la muestra, en microgramos, antes de la primera inmersión;

m_3 y V son los mismos valores utilizados en la ecuación de sorción.



Figura 22. Molde para muestras de sorción y solubilidad.

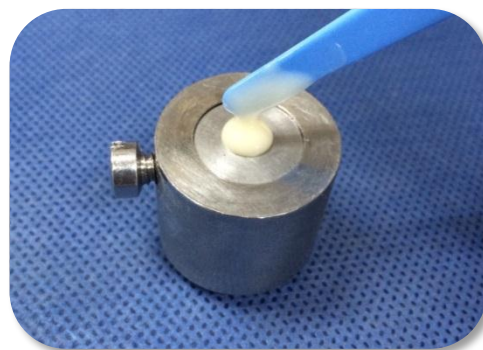


Figura 23. Preparación de muestra en molde.

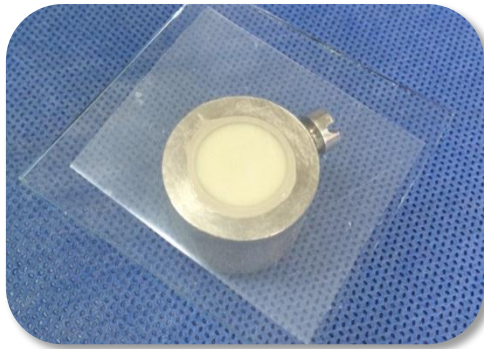


Figura 24. Colocación de cinta Myllar y placa de vidrio.

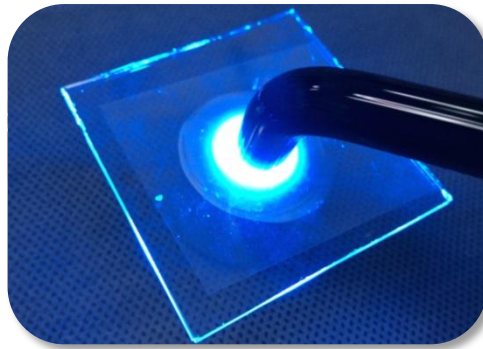


Figura 25. Fotocurado de la muestra.

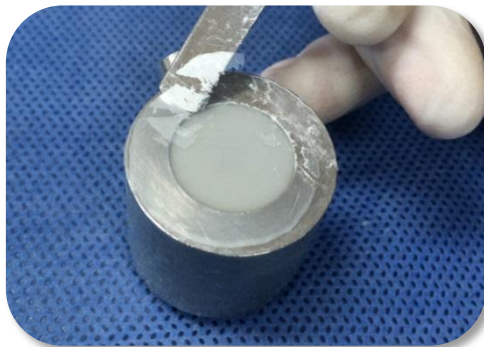


Figura 26. Eliminación de residuos.

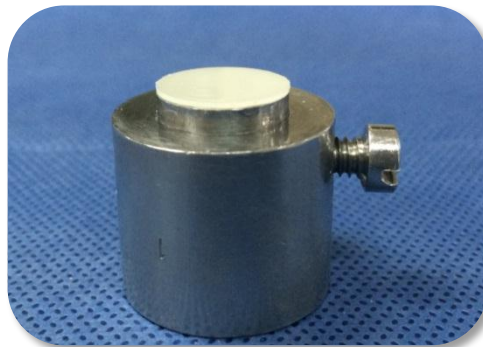


Figura 27. Desmolde de la muestra.

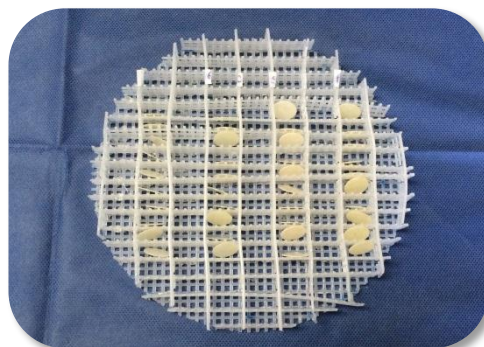


Figura 28. Colocación de muestras en rejilla.

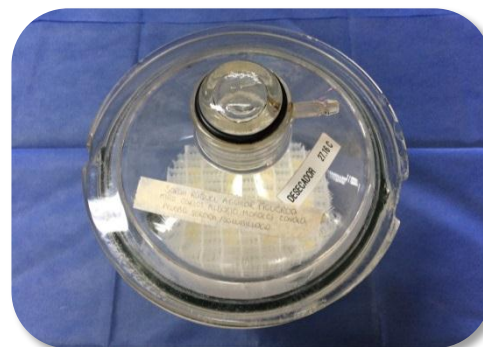


Figura 29. Colocación de rejilla en desecador.



Figura 30. Almacenamiento de muestras en estufa a 37°C.



Figura 31. Sumersión de muestras en agua bidestilada por 7 días.

	Variolink II			RelyX ARC			SpeedCEM			RelyX U200		
	m_1	m_2	m_3	m_1	m_2	m_3	m_1	m_2	m_3	m_1	m_2	m_3
1	0.2316	0.2338	0.2314	0.1775	0.1780	0.1773	0.1774	0.1784	0.1769	0.1704	0.1719	0.1700
2	0.2073	0.2090	0.2071	0.1484	0.1485	0.1483	0.1774	0.2001	0.1985	0.1801	0.1816	0.1797
3	0.1976	0.1989	0.1973	0.1551	0.1554	0.1549	0.1774	0.2057	0.2035	0.1580	0.1596	0.1578
4	0.1768	0.1777	0.1765	0.1494	0.1493	0.1492	0.1774	0.2369	0.2346	0.1571	0.1585	0.1568
5	0.1974	0.1985	0.1972	0.1523	0.1525	0.1522	0.1774	0.1986	0.1968	0.1575	0.1593	0.1575
6	0.2389	0.2405	0.2387	0.1546	0.1545	0.1544	0.1774	0.2101	0.2082	0.1735	0.1751	0.1732
7	0.2003	0.2014	0.2001	0.1752	0.1753	0.1751	0.1774	0.1894	0.1882	0.1732	0.1748	0.1728
8	0.2134	0.2146	0.2131	0.1987	0.1992	0.1986	0.1774	0.2044	0.2027	0.1721	0.1735	0.1717
9	0.2064	0.2074	0.2061	0.1552	0.1555	0.1551	0.1774	0.2039	0.2021	0.1734	0.1751	0.1732
10	0.1938	0.1948	0.1936	0.1519	0.1525	0.1518	0.1774	0.2032	0.2014	0.1797	0.1815	0.1794

Tabla 5. Recolección de datos para m_1 , m_2 y m_3 (g).

Análisis estadístico de los datos

Los datos obtenidos en la prueba de resistencia a la flexión, solubilidad y sorción fueron sometidos a análisis paramétricos (ANOVA y prueba de Tukey).

RESULTADOS

Resistencia a la flexión

Los resultados de resistencia a la flexión a las 24 horas se muestran en la Figura 32 y se tabulan en la Tabla 6. En la prueba de Tukey se demuestra que existe una disimilitud significativa entre los cementos convencionales y los autoadhesivos ($p = <0.05$). De acuerdo con la prueba ANOVA, existen diferencias significativas en la resistencia a la flexión entre los cementos ($p = <0.001$).

Los cementos autoadhesivos presentaron una resistencia a la flexión significativamente más baja, especialmente el cemento RelyX™ U200 (70.1 MPa). La mayor resistencia a la flexión se registró para Variolink II™ (116.3 MPa).

Los resultados del módulo de elasticidad (Fig. 33 y Tab. 6), tras la prueba ANOVA, demuestran la existencia de diferencias significativas entre los sujetos evaluados ($p = <0.001$). En la prueba de Tukey se encontraron diferencias significativas comparando uno a uno los cuatro cementos, excepto en la relación RelyX™ U200 – RelyX™ ARC.

Solubilidad y sorción

Los resultados de sorción y solubilidad a los 7 días se muestran en la Figura 34 y se tabulan en la Tabla 7. En la prueba de Tukey se demuestra que existe una disimilitud significativa entre los cementos convencionales y los autoadhesivos ($p = <0.05$). De acuerdo con la prueba ANOVA, existen diferencias significativas en la sorción ($p = <0.001$) y solubilidad entre los cementos ($p = <0.001$).

Los cementos autoadhesivos presentaron una sorción significativamente más alta, especialmente el cemento SpeedCEM™ ($29.27 \mu\text{g}/\text{mm}^3$). La menor sorción fue registrada por el cemento convencional RelyX™ ARC ($3.69 \mu\text{g}/\text{mm}^3$).

Los cementos convencionales presentaron una solubilidad significativamente más baja, especialmente el cemento RelyX™ ARC ($1.75 \mu\text{g}/\text{mm}^3$). La mayor solubilidad se registró para SpeedCEM™ ($4.14 \mu\text{g}/\text{mm}^3$).

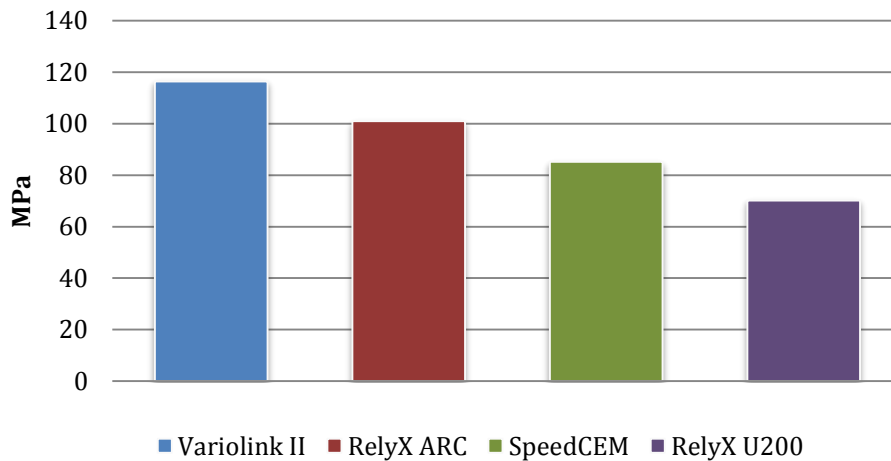


Figura 32. Resistencia a la flexión media (MPa) de los cementos duales convencionales y autoadhesivos.

Cemento	Resistencia a la flexión (MPa)	DE	Módulo de elasticidad (MPa)	DE
Variolink II	116.3	10.3	8872	588.1
RelyX ARC	100.8	16.7	7681.4	1009.2
SpeedCEM	85.1	9.7	6043.1	568.5
RelyX U200	70.1	18.5	7891.3	460.8

Tabla 6: Resistencia a la flexión (MPa), módulo de elasticidad medio (MPa) y desviación estándar de los cementos duales convencionales y autoadhesivos (N=10).

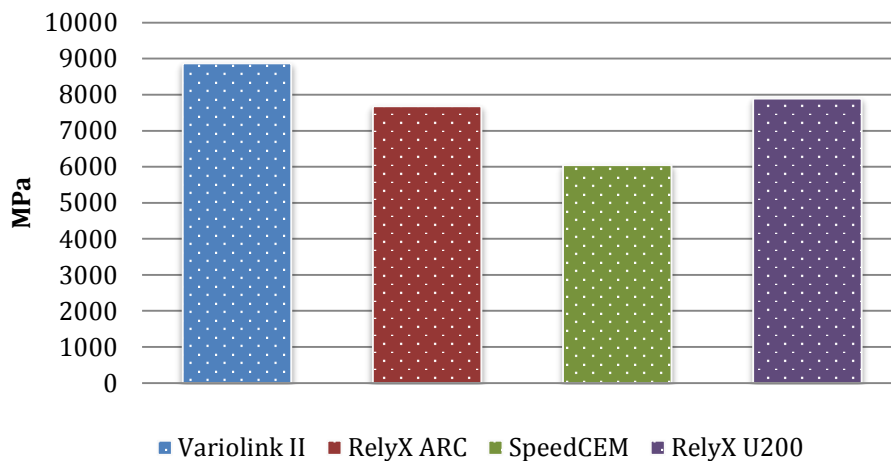


Figura 33. Módulo de elasticidad medio (MPa) de los cementos duales convencionales y autoadhesivos (N=10).

Cemento	Sorción ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	DE	Solubilidad ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	DE
Variolink II	15.98	3.01	2.52	0.65
RelyX ARC	3.69	2.87	1.75	0.65
SpeedCEM	29.27	7.08	4.14	1.16
RelyX U200	18.76	2.81	3.16	1.36

Tabla 7. Sorción y solubilidad de los cementos duales convencionales y autoadhesivos (N=10).

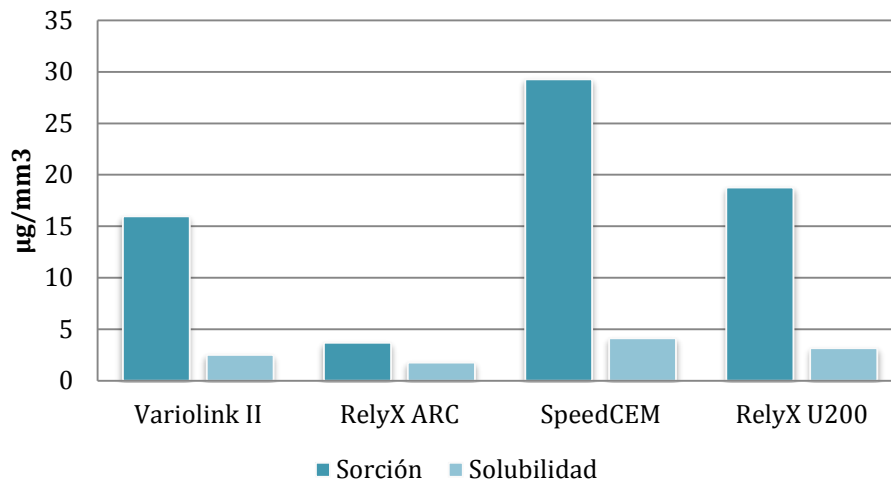


Figura 34. Sorción y solubilidad media ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) de los cementos convencionales y autoadhesivos ($N=10$).

DISCUSIÓN

Las propiedades de los materiales compuestos de resina están influidas por la fórmula de su composición (la naturaleza de la matriz, tipo y volumen de relleno, etc.)¹⁹⁻²⁸, y el modo de polimerización.³⁰⁻³⁴ La resistencia a la flexión y la sorción y solubilidad de los materiales dentales se han utilizado como un predictor de su rendimiento clínico.¹⁵

En algunos estudios de evaluación de resistencia a la flexión tanto los cementos de resina convencionales como los autoadhesivos poseen una resistencia a la flexión similar. Así lo demuestran Nakamura y cols.²⁸ en un estudio donde compararon esta propiedad de dos nuevos cementos autoadhesivos (SAC-H™ y SAC-A™, Kuraray Medical), uno convencional (Panavia F™ 2.0), tres cementos autoadhesivos (RelyX™ Unicem, Maxcem™ and G-Cem™) y dos cementos de ionómero de vidrio modificado. Con este trabajo concluyeron que no existe una diferencia significativa entre la resistencia a la flexión de los cementos de resina convencionales y los autoadhesivos comerciales; asimismo declaran que los nuevos cementos

autoadhesivos poseen mejor resistencia a la flexión que los cementos autoadhesivos con mayor tiempo en el mercado.

Por lo tanto, este estudio difiere de los resultados obtenidos por Nakamura y cols.; sin embargo, coincide con que los valores conseguidos in vitro, de los cementos de resina dual convencional y autoadhesivos, son aceptables para encarar situaciones clínicas.

Otros estudios demuestran que existen diferencias significativamente mayores en cuanto a las resistencias de los cementos de resina convencionales contra los cementos de resina autoadhesivos; Kumbuloglu y cols.²⁶ realizaron un estudio in vitro donde los resultados que obtuvieron fueron mejores valores de resistencia a la flexión para los cementos de resina convencionales (especialmente Variolink II™, en comparación con RelyX™ ARC) contra dos cementos de resina autoadhesivos (RelyX™ Unicem, Panavia F™). Kumbuloglu argumenta que el comportamiento del cemento Variolink II™ puede estar íntimamente relacionado con el alto contenido de relleno comparado con los otros materiales probados, así como la presencia del monómero UDMA en su composición ya que éste es más flexible que el Bis-GMA, comúnmente utilizado, debido a los enlaces de uretano y menor viscosidad de monómeros, que facilitan la migración de los radicales libres y aumentan la densidad del entrecruzamiento.

En el presente estudio se coincide con que los cementos de resina dual convencionales poseen una mayor resistencia a la flexión frente al grupo de los cementos de resina dual autoadhesivos, destacando con mejores propiedades físicas aquel que en su composición se encuentra el monómero UDMA.

Se ha demostrado que los materiales de resina con un menor contenido de relleno presentan una mayor sorción. El agua penetra en los materiales de resina por medio de varios mecanismos, tal como por hidrólisis de los enlaces covalentes en la matriz de la resina, la interfaz de relleno, o del relleno mismo; los efectos de la hidrólisis pueden incluir la pérdida de masa,

la desunión de relleno, y la degradación de las propiedades mecánicas (tales como la resistencia y el módulo de elasticidad) y químicas (sorci3n y solubilidad).^{26,35-38}

Meşe y cols.³⁸ realizaron un estudio donde compararon la sorci3n y solubilidad de cinco cementos a base de resina y dos de ion3mero modificado. Encontraron que entre los cementos a base de resina, la mayor sorci3n de agua fue expuesta por el cemento con un menor contenido de relleno [seT™ (45% vol., 119.4 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$) vs. Nexus™ 2 (47% vol., 16.7 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$)]. Asimismo concluyen que los fen3menos de sorci3n y solubilidad dependen de la composici3n del material de cementaci3n.

Por lo tanto, las diferencias en la sorci3n y solubilidad observadas entre los cuatro cementos a base de resina investigados en este estudio se cree que est3n relacionadas con el tipo de matriz de resina utilizado y el contenido de relleno.

Para un volumen determinado de material, cuando mayor es el volumen de relleno, menor ser3 el volumen ocupado por la matriz de resina, y por lo tanto ser3 menor el grado de sorci3n de agua. Por otra parte, la naturaleza hidr3foba de los mon3meros constituyentes es tambi3n un factor importante, el Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilo por mol3cula que puede formar enlaces de hidr3geno con el agua absorbida. El dimetacrilato de uretano (UDMA) tambi3n es m3s hidr3filo que los otros mon3meros. Por lo tanto, el uso de UDMA como la resina de matriz probablemente representa para el material una mayor sorci3n.³⁸

CONCLUSI3N

Todos los cementos duales utilizados en este estudio cumplieron los requisitos de resistencia a la flexi3n, solubilidad y sorci3n especificados en la Norma No. 27 de la ADA. El grupo de los cementos duales convencionales

presentaron mejores propiedades físicas y químicas que el grupo de cementos autoadhesivos; sin embargo, cada cemento en comparación con otro de su mismo grupo tuvo una resistencia a la flexión y solubilidad similar.

El cemento que presentó mejores propiedades de resistencia a la flexión fue el cemento convencional Variolink II™.

El cemento con menor sorción y solubilidad fue RelyX™ ARC.

Se encontraron valores con diferencias significativas que dependen del tipo y contenido de matriz, p.ej., el UDMA favorece las propiedades de flexión debido a su flexibilidad; sin embargo, es un componente hidrofílico el cual aumenta la sorción y solubilidad del material. La concentración de material de carga, el tamaño medio de partícula, los agentes de acoplamiento, la naturaleza de las partículas de relleno, y el tipo de disolvente son otros factores que modifican las propiedades físicas y químicas de los cementos de resina. Ambas hipótesis nulas para el estudio deben ser rechazadas y se comprueban las hipótesis de trabajo que proponen que los cementos duales autoadhesivos presentan una resistencia a la flexión menor que los cementos de resina convencionales; y la sorción y solubilidad de los cementos autoadhesivos es mayor que la de los convencionales.

Para aumentar la relevancia clínica de los estudios sobre las propiedades mecánicas, químicas y físicas de los cementos, deben ser realizadas más pruebas bajo condiciones clínicas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Minnesota Mining and Manufacturing Company. Dental Products Division. *International Symposium on Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials*. Michigan: Peter Szulc Publ. Co.; 1985.
2. Macchi RL. *Materiales Dentales*. 4º ed. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2007.
3. Barceló F, Palma C. *Materiales Dentales; conocimientos básicos aplicados*. México: Trillas; 2003.
4. Cova NJL. *Biomateriales Dentales*. 2º ed. Colombia: AMOLCA; 2010.
5. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. *Self-adhesive Resin Cements: A Literature Review*. J Adhes Dent. 2008; 10 (4): 251-258.
6. Anusavice KJ. *Phillips La Ciencia de los Materiales Dentales*. 11º ed. España: Elsevier; 2004.
7. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant: Arte y ciencia de la odontología conservadora*. 5º ed. España: Elsevier; 2007.
8. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13º ed. Estados Unidos de América: Elsevier Mosby; 2011.
9. Hill EE. *Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations*. Dent Clin N Am. 2007; 51(3):643-658.
10. American National Standards Institute/American Dental Association. *Specification Nº. 27 for Resin-Based Filling Materials*. 1993.
11. Aguiar TR, Di Francescantonio M, Bedran-Russo AK, Giannini M. *Inorganic composition and filler particles morphology of conventional and self-adhesive resin cements by SEM/EDX*. Microsc Res Tech. 2012; 75(10): 1348-1352.
12. Hervás GA, Martínez LMA, Cabanes VJ, Barjau EA, Fos GP. *Composite resins. A review of the materials and clinical indications*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006; 11 (2): 215-220.
13. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. *Practical clinical considerations of luting cements: A review*. J Int Oral Health. 2014; 6(1): 116-120.
14. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. *Self-Adhesive Resin Cements*. Wiley

- Periodicals, Inc. 2010; 22 (6): 412-419.
15. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. *Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations*. J Oral Rehabil. 2011; 38(4): 295-314.
 16. Marghalani HY. *Sorption and solubility characteristics of self-adhesive resin cements*. Dent Mater. 2012; 28 (10): e187-e198.
 17. Ivoclar Vivadent [Internet]. Bänderstrasse 2 FL-9494 Schaan Principality of Liechtenstein; 2006 [acceso 11 septiembre de 2014]. Disponible en <http://www.ivoclarvivadent.com/es-es/variolink-ii--1>
 18. 3M ESPE Profesionales Dentales, solutions.3m.com.mx [Internet]. México; 2014 [acceso 11 septiembre de 2014]. Disponible en http://solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es_MX/3MESPE_LA/dental-professionals/produtos/productos-por-categoria/cementos/relyx-arc/
 19. Ivoclar Vivadent [Internet]. Bänderstrasse 2 FL-9494 Schaan Principality of Liechtenstein; 2006 [acceso 11 septiembre de 2014]. Disponible en <http://www.ivoclarvivadent.com.mx/es-es/speedcem-1>
 20. 3M ESPE Profesionales Dentales, solutions.3mchile.cl [Internet]. Chile; 2014 [acceso 11 septiembre de 2014]. Disponible en http://solutions.3mchile.cl/wps/portal/3M/es_CL/3MESPE_LA/dental-professionals/produtos/productos-por-categoria/cementos/u200/
 21. Habekost LV, Camacho GB, Demarco FF, Powers JM. *Tensile Bond Strength and Flexural Modulus of Resin Cements—Influence on the Fracture Resistance of Teeth Restored with Ceramic Inlays*. Oper Dent. 2007; 32(5): 488-495.
 22. Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D. *Flexural Strength, Elastic Modulus, and pH Profile of Self-etch Resin Luting Cements*. J Prosthodont. 2008; 17 (4): 262-268.
 23. Gerdoelle DA, Mortier E, Jacquot B, Panighi MM. *Water sorption and water solubility of current luting cements: An in vitro study*. Quintessence Int. 2008; 39 (3): e107-e114.
 24. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas K. *Water Sorption and Solubility of Four Self-etching, Self-adhesive Resin Luting Agents*. J Adhes Dent. 2010;

- 12 (1): 39-43.
25. Duymus ZY, Yanikoglu ND, Alkurt M. *Evaluation of the flexural strength of dual-cure composite resin cements*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2013; 101(5): 878-881.
26. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. *A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements*. Int J Prosthodont. 2004; 17(3): 357-363.
27. Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. *Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents*. J Prosthet Dent. 2005; 94(6): 549-554.
28. Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H. *Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement*. J Prosthodont Res. 2010; 54(2): 59-64.
29. Aguiar TR, Di Francescantonio M, Bedran-Russo AK, Giannini M. *Inorganic composition and filler particles morphology of conventional and self-adhesive resin cements by SEM/EDX*. Microsc Res Tech. 2012; 75(10): 1348-1352.
30. Taher NM. *Bi-axial flexural strength of dual-polymerizing agents cemented to human dentin after photo-activation with different light-curing systems*. Saudi Dent J. 2010; 22(3):107-112.
31. Aguiar TR, Di Francescantonio M, Ambrosano GM, Giannini M. *Effect of Curing Mode on Bond Strength of Self-Adhesive Resin Luting Cements to Dentin*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2010; 93(1): 122-127.
32. Rüttermann S, Alberts I, Raab WH, Janda RR. *Physical properties of self-, dual-, and light-cured direct core materials*. Clin Oral Investig. 2011; 15(4): 597-603.
33. Silva EM, Noronha-Filho JD, Amaral CM, Poskus LT, Guimarães JG. *Long-term degradation of resin-based cements in substances present in the oral environment: influence of activation mode*. J Appl Oral Sci. 2013; 21(3): 271-277.
34. Da Silva Fonseca AS, Mizrahi J, Menezes LR, Valente LL, de Moraes RR, Schneider LF. *The effect of time between handling and photoactivation on*

- self-adhesive resin cement properties.* J Prosthodont. 2014; 23(4): 302-307.
35. Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. *Hydrolytic degradation of dental composites.* J Dent Res 1984; 63: 1248-1254.
36. Gopherich A. *Mechanisms of polymer degradation and erosion.* Biomaterials 1996; 17:103-108.
37. Söderholm KJ, Roberts MJ. *Influence of water exposure on the tensile strength of composites.* J Dent Res 1990; 69:1812-1816.
38. Meşe A, Burrow MF, Tyas MJ. *Sorption and solubility of luting cements in different solutions.* Dent Mater J. 2008; 27(5): 702-709.