

**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
ÁREA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS**

**“Análisis comparativo *in vitro* de la resistencia adhesiva del cemento RelyX™
U 100 activado químicamente y fotoquímicamente”.**

PRI-ODO: 10/002

José Pablo Tisi Lanchares

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL
Dr.Prof. Marcelo Bader M.**

**TUTORES ASOCIADOS
Dr.Prof. Manuel Ehrmantraut N.**

**Santiago - Chile
2011**

A mi familia y amigos.

AGRADECIMIENTOS

A mi mamá, mi hermano Ricardo y mi hermana Isabel, quienes me entregaron su apoyo incondicional y ayuda para completar esta etapa.

A mi familia, tías, tíos, primos y primas, por su apoyo.

A mis amigos de infancia Nicolás y Julio por su paciencia.

A mis amigos Juanin, Hernán, Sebastián Zúñiga y Eduardo Rojas por su solidaridad en estos años.

A mi amiga Sylvia Osorio, por ser parte de mi formación y por su valiosa amistad.

A mi amiga Karin Martínez, por su gran amistad y apoyo en estos años.

A los docentes de operatoria de preclínico, por aceptarme como parte de su equipo.

A los profesores Marcelo Bader y Manuel Ehrmantraut por su excelente disposición y ayuda en la realización de este trabajo de investigación.

A todos los funcionarios de la facultad que en alguna oportunidad brindaron su ayuda.

ÍNDICE

	Página
Resumen	5
Introducción	7
Marco Teórico	9
Hipótesis	31
Objetivos	31
Materiales y método	32
Resultados	39
Análisis estadístico de resultados	41
Discusión	45
Conclusión	49
Sugerencias	50
Referencias Bibliográficas	51

RESUMEN

Introducción: Con el desarrollo de la odontología adhesiva surgen en los últimos años los cementos de resina autoadhesivos. Estos buscan reducir los tiempos operatorios y el número de interfases susceptibles de fallar en una rehabilitación mediante restauraciones indirectas. Al igual que sus predecesores, los cementos adhesivos, estos pertenecen a la categoría de duales. Algunos autores señalan que estos cementos duales son fotodependientes, siendo la aplicación de luz un requisito fundamental para poder utilizar este material. El objetivo del presente estudio es determinar si existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de adhesión cuando se comparan mecanismos de activación para el cemento RelyX™ U100.

Materiales y método: Se confeccionaron 60 cuerpos de pruebas a partir de molares sanos, en los cuales fueron cementados cilindros polimerizados de composite con un tamaño standard de 4 milímetros de alto por 6 milímetros de diámetro. Se dividió la muestra en dos grupos de 30 cuerpos de prueba cada uno; el grupo A activado químicamente y el grupo B activado fotoquímicamente. Los cuerpos de prueba fueron sometidos a fuerza de cizallamiento en una máquina de ensayos universales Instron a una velocidad de cabezal de 10 milímetros por minuto y los valores máximos de resistencia adhesiva fueron registrados, tabulados y analizados.

Resultados: los valores de fuerza adhesiva fueron convertidos a unidad internacional Megapascal. Se obtuvo un valor promedio de 4,5 MPa para el grupo A y 12,9 MPa para el grupo B.

Conclusiones: La activación dual del cemento RelyX™ U100 mejora los valores de adhesión al sustrato dentario coronario. De acuerdo a los valores obtenidos se concluye que sí existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estudio. La polimerización ocurre tanto en el grupo activado químicamente como en el grupo activado en forma dual, con lo que se descarta la

foto dependencia propiamente tal. Sin embargo, se condiciona su uso para la cementación de pernos, en donde la activación por reactantes químicos debe complementar adecuadamente la reacción fotoactivada.

INTRODUCCIÓN

El órgano dental posee características únicas que lo hacen una estructura compleja al momento de rehabilitar y cualquier proceso que lo afecte podría generar efectos deletéreos en él. La etiología del daño responsable de la pérdida parcial de los tejidos constituyentes es variada y las principales son la caries dental, los traumatismos dentoalveolares y las anomalías estructurales congénitas (1,2).

Con el fin de recuperar la función y/o estética perdida, es necesario restaurar la pieza dentaria con biomateriales odontológicos. Estos materiales que son elaborados sintéticamente pueden ser aplicados en los dientes afectados de manera directa o pueden ser preparados fuera de boca en más de un tiempo operatorio, donde una vez endurecidos son aplicados y unidos a la preparación biológica por medio de un cemento de uso odontológico (3,4).

El primer agente cementante introducido al mercado fue el fosfato de zinc, el cual a pesar de sus desventajas como solubilidad en medio bucal y falta de adhesión a la estructura dentaria, se ha mantenido como el Gold Standard en los estudios de los cementos. La introducción del policarboxilato y del vidrio ionómero representa los inicios de la adhesión química de los biomateriales odontológicos a la estructura dentaria (5).

Posteriormente, con el desarrollo de la odontología adhesiva y de las resinas compuestas de obturación, surge el concepto de cementación adhesiva. Los cementos de resina compuesta presentaron un paso importante en la cementación, al poseer propiedades mecánicas y ópticas mejoradas y que sus predecesores no poseían. Su nula solubilidad en medio bucal, su adhesión micromecánica tanto a la estructura dentaria como al material restaurador y la estética lo convirtieron actualmente en un material de cementación de rutina en el área de la rehabilitación (5,6).

En los últimos años y con el objetivo de reducir los pasos clínicos en la cementación, surge un agente derivado de los cementos de resina compuesta; son los cementos de resina compuesta autoadhesivos. La utilización de este material supone una disminución en la cantidad de interfases entre el diente y la restauración, por ende, menor tiempo operatorio, menor probabilidad de errores de procedimiento y de interfases susceptibles de fallar. El primer cemento de este tipo fue lanzado al mercado por 3M-ESPE con el nombre comercial RelyX™ UNICEM (7).

Por tratarse de materiales odontológicos nuevos, se requieren una mayor cantidad de estudios que permitan evaluar tanto *in vitro* como *in vivo* sus propiedades y resultados clínicos. A pesar de la limitada evidencia respecto a este tipo de cementos, RelyX™ UNICEM, por ser el primero en el mercado, es el cemento que mayor cantidad de evidencia posee (7).

Uno de los aspectos a evaluar son sus propiedades adhesivas en relación al mecanismo de polimerización. Algunos autores han señalado, en estudios de cementos de resina adhesivos duales, que existe fotodependencia, lo que implica una conversión incompleta del monómero en ausencia de fotoactivación. En relación a los cementos de resina autoadhesivos, por tratarse igualmente de cementos duales, pero relativamente nuevos en el mercado, se debe determinar si el mecanismo de activación influye en su fuerza de adhesión (8,9).

Es por esto que el objetivo del presente estudio es evaluar la fuerza adhesiva del cemento RelyX™ U100 *in vitro*, aplicando una fuerza de cizallamiento sobre un cilindro de resina compuesta, cementado a una estructura dentaria compuesta tanto por esmalte sano como por dentina sana.

MARCO TEÓRICO

Las piezas dentarias son unidades especializadas que poseen una cantidad limitada y no renovable de tejido y que son susceptibles de recibir daños de diversa etiología. La caries dental corresponde a una patología infecciosa, transmisible y multifactorial y es actualmente la causa más frecuente de la pérdida parcial de los tejidos mineralizados del diente, pudiendo llegar a la pérdida dentaria y en los casos más severos al edentulismo. Otros factores que provocan daños de diversa magnitud en las piezas dentarias son los traumatismos dentoalveolares, los procesos erosivos y de desgaste y las alteraciones dentarias congénitas, que pueden afectar tanto al esmalte como la dentina, como lo son la amelogénesis imperfecta y la dentinogénesis imperfecta (1,2,10). El daño provocado se traduce en limitaciones funcionales y estéticas, siendo esta última la principal causa del deterioro en las relaciones sociales del individuo (11).

Tanto la operatoria dental como otras áreas de la rehabilitación y los biomateriales odontológicos corresponden a disciplinas de la odontología que están íntimamente ligadas. El desarrollo de nuevas tecnologías en materiales ha permitido el progreso y perfeccionamiento de diversos procedimientos restauradores. Es por esta razón que el conocimiento de los biomateriales se hace imprescindible para una correcta elección y aplicación de estos, con el fin de poder rehabilitar un paciente (12).

Según el grado de compromiso de la estructura dentaria, de la complejidad de su rehabilitación, la función que cumplirá la restauración en el paciente y las fuerzas que van a incidir en la restauración es que el clínico debe optar entre realizar restauraciones directas o indirectas y entre una amplia gama de materiales (4,12).

Las restauraciones directas corresponden aquellas que se realizan en una misma sesión clínica, en las cuales los materiales a utilizar se llevan a la preparación dentaria en estado plástico, donde son conformadas para endurecer *in situ*. Entre los materiales utilizados para estas restauraciones se encuentra la

amalgama dental, las resinas compuestas o composites, y los cementos de vidrio ionómero (4).

Las restauraciones indirectas en cambio, son aquellas que requieren más de una sesión clínica y se realizan fuera de boca sobre modelos y con el trabajo en conjunto de un laboratorio dental. Una vez confeccionadas, son cementadas en la preparación biológica. Esta categoría incluye las coronas de porcelanas, ya sea con o sin asociar a metal, inlays y onlays de porcelana, metales nobles, no nobles y aquellos confeccionados de polímeros reforzados (4).

Estas restauraciones indirectas, requieren de un proceso de cementación para poder ser fijadas en la pieza dentaria afectada, para lo cual se requiere de un material específico que cumpla ese rol, como son los cementos (3,4,13).

Un cemento dental es un material que permite unir dos sustratos diferentes y sellar la interfase que existe entre estos sustratos. Para cumplir con el objetivo principal de mantener estructuras cementadas en boca el tiempo requerido, manteniendo la salud del complejo pulpodentinario, además de ser adecuadamente preparados, los cementos dentales deben cumplir idealmente una serie de requisitos biológicos, mecánicos y de manipulación, entre los cuales se mencionan:

- Viscosidad y espesor de película: debe ser lo suficientemente fluido para sellar la interfase, tanto a nivel macroscópico como en las microirregularidades, con el menor espesor posible que permita lograr óptimas propiedades mecánicas y un correcto asentamiento de la restauración.
- Baja solubilidad: debe mantener su integridad el mayor tiempo posible en contacto constante con saliva, fluido crevicular y en ambiente ácido, de tal forma de mantener sellada la interfase entre el diente y la restauración y evitar la filtración marginal.

- Propiedades físicas y mecánicas: la resistencia a las fuerzas compresivas, de tracción y de corte deben ser adquiridas lo suficientemente rápido para soportar el trabajo masticatorio las primeras horas. Debe tener propiedades de aislante térmico y eléctrico, de tal forma de evitar la sensibilidad inmediata en el largo plazo, así como estabilidad dimensional. La radiopacidad también es un requisito deseable debido que permite el control de la línea de cementación y de excesos.
- Adhesión: idealmente, el agente cementante debe tener adhesión tanto a la estructura dentaria como a la restauración, de tal forma de asegurar una adecuada retención.
- Manipulación: debe poseer un adecuado tiempo de almacenamiento, además de permitir suficiente tiempo de trabajo y formar rápidamente una masa con buena resistencia mecánica una vez cementada la restauración.
- Biocompatibilidad: el agente cementante debe generar la menor respuesta inmunocelular de la pulpa y del periodonto, no debe ser citotóxico, ni mutagénico, no debe generar reacciones alérgicas ni producir un efectos sistémicos. Por otra parte, estos agentes no deben facilitar la acumulación de placa bacteriana, la cual actúa como fuente de toxinas irritantes e idealmente debe poseer efecto anticariogénico (14,15,16,17,18).

En términos generales, la cementación puede clasificarse en dos grupos. Por un lado se encuentra la cementación temporal, la cual se utiliza para fijar restauraciones por un tiempo limitado en boca. Ejemplos de agentes cementantes utilizados para este fin son los cementos de óxido de zinc-eugenol. Por otro lado, esta cementación puede ser definitiva, es decir, para ser aplicados en restauraciones indirectas permanentes o de gran longevidad, para lo cual se utilizan cemento de mayor resistencia y longevidad como lo es el cemento fosfato de zinc, el cemento de vidrio ionómero y de vidrio ionómero modificado con resina y los cementos de resina compuesta (5,14,19).

Además, estos materiales pueden ser aplicados como base de protección pulpodentinaria, como material restaurador propiamente tal y en ciertos casos como apósitos quirúrgicos (20).

A su vez, los cementos dentales pueden clasificarse además según su mecanismo de endurecimiento en:

- Cementos que endurecen por una reacción de fraguado, en los cuales se genera una reacción química ácido-base, formando una sal que sobresatura la solución y precipita, lo que genera el endurecimiento del material. Forman parte de este grupo, el fosfato de cinc, el policarboxilato de cinc y el cemento de vidrio ionómero.
- Cementos que endurecen por una reacción de polimerización: a través de la cual se produce la unión de moléculas orgánicas simples que lleva a la formación de cadenas poliméricas. Son los cementos de resina compuesta.
- Cementos fraguables y polimerizables: son aquellos que combinan ambos sistemas de endurecimiento, dentro de los cuales encontramos los cementos de vidrio ionómero modificados con resina y el cemento de resina compuesta autoadhesivo (6).

FOSFATO DE ZINC

El fosfato de zinc corresponde al cemento dental de mayor tiempo de uso en odontología y fue introducido en el siglo XIX, y ha mantenido una alta tasa de éxito a través de los años. Es considerado el gold Standard en los estudios de cementos dentales (19,21).

Este agente es utilizado en diversos procedimientos dentales, como lo es la cementación definitiva de restauraciones de metal, metal-cerámica y restauraciones libres de metal, tanto en operatoria como en prótesis fija. Además,

se utiliza como base de protección pulpodentaria por su alta resistencia compresiva y capacidad de aislamiento térmica y eléctrica. También puede ser utilizado como material de obturación temporal (13,19,21).

Su mecanismo de fraguado se basa en la reacción entre el ácido fosfórico en solución acuosa y el óxido de zinc (principalmente), generando una sal precipitada de fosfato de zinc que rodea núcleos sin reaccionar de óxido de zinc (17).

A pesar de su amplio uso en odontología, el fosfato de zinc presenta algunas desventajas, dentro de las cuales se menciona su solubilidad en el medio bucal, su falta de adhesión química a la estructura dentaria y a la restauración, su nula actividad antimicrobiana y su capacidad como irritante pulpar, determinada por su alta acidez en las primeras 24 horas (13,17,19).

A pesar de aquello, este cemento sigue siendo utilizado con éxito en la actualidad dado su bajo costo, su versatilidad y sus adecuadas propiedades físicas (19,21).

POLICARBOXILATO DE ZINC

Este cemento fue introducido por Dennis Smith en 1968 y se considera el primer cemento adhesivo.

La reacción de fraguado está dada por la combinación de partículas de óxido de zinc (y en menor medida partículas de óxido de magnesio) con el ácido poliacrílico y ácido itacónico en una solución acuosa. De manera similar al fosfato de zinc, se produce una matriz amorfa que rodea partículas de óxido de zinc sin reaccionar (5,17,19).

Los grupos carboxilos sin reaccionar de los ácidos orgánicos interaccionan con el calcio de la estructura dentaria por medio de una unión química por quelación. Es por esta razón que la fuerza adhesiva de este cemento es mayor en

esmalte que en dentina (5,17,19).

Las ventajas de este cemento radican en la unión química a la estructura dentaria, que genera una mínima interfase, su biocompatibilidad, la cual está determinada por un incremento rápido del pH y por la poca penetrancia de los ácidos orgánicos a través de los túbulos dentinarios. Posee un adecuado espesor de película, que oscila entre 25 μ m y 35 μ m y una adecuada resistencia traccional. Sin embargo, su uso se limitaba a zonas de bajo stress masticatorio por su baja resistencia compresiva. Su solubilidad es dependiente del pH, siendo mayor la disolución a menores valores de pH (5,17,19).

VIDRIO IONÓMERO

Este agente cementante fue desarrollado por Wilson y Kent e introducido en el año 1969. Surgió como una alternativa buscando combinar las propiedades ópticas de los cementos de silicato y las propiedades adhesivas de los cementos de policarboxilato (13,19).

Sus aplicaciones en odontología son variadas y se utiliza para procedimientos definitivos (Tipo I), para restauraciones temporales o semipermanentes (Tipo II) y como material de base cavitaria y sellante de puntos y fisuras (Tipo III) (22).

De la misma forma que el fosfato de zinc y el policarboxilato de zinc, el mecanismo de endurecimiento se da por una reacción ácido-base entre ácidos orgánicos comonómeros, como lo son el ácido poliacrílico (principal), el ácido itacónico y el ácido maléico con sales de fluoraluminosilicato en una solución acuosa (22).

Este material tiene una serie de ventajas que lo hacen una buena alternativa para la cementación. Posee adhesión química a la estructura dentaria, la cual se produce mediante la quelación de iones calcio y fosfato de la estructura mineral. Se caracteriza por tener un coeficiente de expansión térmico similar a

dentina. Este comportamiento mecánico similar a la dentina y su unión química, se traduce en una mínima interfase entre el vidrio ionómero y la estructura dentaria, lo que reduce la probabilidad de generar brechas o fallas de unión. Por otro lado, su composición incluye sales de fluoruro, los cuales son liberados en forma gradual y adsorbidos en la apatita adyacente, haciéndola más resistente a la disolución. Al estar compuesto de ácidos orgánicos, la respuesta del complejo pulpodentinario es mejor, ya que estos son débiles y tienen poca penetración a través de los túbulos dentinarios (5,17,19).

Sin embargo, el cemento de vidrio ionómero es muy sensible a la humedad durante su periodo de fraguado y puede deshidratarse en contacto prolongado con el aire. Es por esta razón que debe ser protegido en un principio con algún aislante las primeras horas para no disminuir sus propiedades (21).

VIDRIO IONÓMERO HÍBRIDO O MODIFICADO CON RESINA

Este cemento fue desarrollado en la década de los 80, con el objetivo de mejorar las propiedades de los cementos de vidrio ionómero, combinando la adhesión química y liberación de fluoruro de estos junto con la resistencia mecánica y baja solubilidad de las resinas compuestas (5,13,19).

El mecanismo de endurecimiento está determinado por la combinación de una reacción ácido-base característica del vidrio ionómero y por una reacción de poliadición radicalica característica de las resinas compuestas. Esta última puede ser activada químicamente o fotoquímicamente. Para lograr esto, se agregó a su composición monómeros de metacrilato como el HEMA y el BIS-GMA. El HEMA permite la combinación de los procesos de fraguado y polimerización al ser capaz de unirse a las moléculas polialquenoicas por un lado y al participar directamente en la reacción de poliadición radicalica (5,19,22).

A diferencia del vidrio ionómero convencional, este presenta una mayor resistencia compresiva, una mayor resistencia a la abrasión y erosión durante el endurecimiento y una mayor dureza superficial. Además, posee una menor

solubilidad en medio bucal, mantiene propiedades como la adhesión química a la estructura dentaria y la liberación gradual de fluoruro. Pueden adherirse a estructuras de composite y su espesor de película es similar al del cemento de vidrio ionómero (25 μ m) (5.13.21).

Sin embargo, existe un aspecto desfavorable en relación a la estabilidad dimensional en el tiempo. Esto es debido a la presencia de HEMA, el cual es responsable de una absorción de humedad y subsecuentemente de una expansión higroscópica, que puede no compensar la contracción de polimerización y generar brechas (5,19,21).

CEMENTOS DE RESINA COMPUESTA

Los cementos de resina compuesta surgen a partir del desarrollo de la odontología adhesiva y de las resinas compuestas como material de obturación. A pesar de ser un polímero orgánico y no un material cerámico, se le considera un cemento por su capacidad de sellar la interfase entre el diente y la restauración y generar retención de las estructuras cementadas (17).

Al igual que las resinas compuestas utilizadas para restaurar, este cemento se compone de:

- Una fase orgánica que se encuentra constituida por monómeros de alto peso molecular, principalmente por un metacrilato aromático que otorga una alta viscosidad, como el bis-GMA, además de dimetacrilato de uretano (UDMA), dimetacrilato de tetraetilenglicol (TEGDMA) y otros monómeros de menor tamaño para disminuir la viscosidad como el HEMA y el glicerol dimetacrilato (GDMA) (23,24).
- Una fase inorgánica o relleno que está constituida por vidrios de Bario, Zinc, Itrio, sílice coloidal, cuarzo y aluminosilicatos. Esta fase cumple funciones tales como disminuir la contracción de polimerización, aumentar la dureza y viscosidad, disminuir la absorción de agua y proveer radiopacidad (23,24).

- Un agente de acoplamiento que cumple la función de unir estas dos fases, ya que ellas son incompatibles entre sí. Corresponde a una molécula bifuncional derivada de los Vinil Silanos (23,24).

Por ser estos cementos materiales derivados de las resinas compuestas, existe incompatibilidad entre ellos y la estructura dentaria, por lo cual requieren de un proceso de acondicionamiento previo sumado al uso de sistemas adhesivos que permitan la unión entre ambos (21,25,26).

ADHESION

Se define por adhesión, la unión entre dos superficies diferentes. Los elementos que interactúan en adhesión se denominan “sustrato adherente”, “adhesivo” e “interfase”. El conjunto de estos elementos se denomina “unión adhesiva” (27). En términos generales, la adhesión puede ser física o química.

La adhesión física es aquella que se produce mediante el contacto íntimo entre dos superficies, donde existe contacto entre las irregularidades o generación de tensiones entre las superficies. Estas se pueden clasificar en:

- Macromecánica: en este tipo de unión las superficies quedan en contacto según la morfología macroscópica. Un ejemplo es la retención de la amalgama dental en la preparación cavitaria donde existen paredes convergentes que retienen el material endurecido (27,28).
- Micromecánica: la unión se produce por el contacto entre superficies con irregularidades microscópicas o submicroscópicas. Es el caso de la unión de los sistemas adhesivos con el esmalte o la dentina acondicionada (27,28).

Esta unión física además, es determinada tanto por efectos geométricos como por efectos reológicos. Los efectos geométricos están relacionados con las

irregularidades presentes en la superficie que permiten una trabazón mecánica, mientras que los efectos reológicos guardan relación con cambios dimensionales en las superficies, que generan tensiones ya sea por contracción o por expansión (29).

La adhesión química o específica es aquella que se obtiene por la interacción de fuerzas atómicas o moleculares entre las superficies involucradas. En esta categoría se encuentran:

- Unión química primaria: determinada por enlaces covalentes, donde los electrones de valencia son compartidos por el átomo de combinación, enlaces metálicos en los cuales el átomo dador genera una nube electrónica y cationes, y enlaces iónicos donde la unión atómica se da por diferencia de cargas (12,17,28,30).
- Unión química secundaria: en esta categoría se encuentran los puentes de hidrógeno en el cual el átomo de hidrogeno es polarizado por un átomo electronegativo de combinación, y las fuerzas de Van der Waals, consideradas las más débiles, en el cual las moléculas generan dipolos transitorios que atrae a otros similares (12,17,28).

Sin embargo, para lograr una adecuada adhesión, tanto física como química, los elementos a adherir deben cumplir ciertos requisitos, entre los cuales se encuentran:

- Adaptación: las superficies a adherir deben estar en íntimo contacto, tanto a nivel macroscópico como microscópico, de tal forma de producir una trabazón mecánica en todos los niveles y facilitar la formación de uniones químicas específicas. A menor adaptación entre superficies a nivel microscópico, mayor es la probabilidad de que un agente líquido no humecte adecuadamente y se generen burbujas de aire, las cuales actúan como concentradores de stress aumentando la posibilidad de fallas en la adhesión (17,28).

- **Energía superficial:** es aquella energía que se manifiesta en la superficie de los cuerpos o superficies adherentes, por los átomos más externos que no tienen elementos para atraer. En el caso de los elementos líquidos, esta energía adquiere el nombre de “tensión superficial” y se encuentra en directa relación con la capacidad de humectar las superficies. A mayor energía superficial, mayor será la adhesión, sin embargo, las superficies son muy receptivas y por lo tanto cualquier contaminación, ya sea orgánica, humedad o inclusive oxígeno disminuye el potencial de adhesión. Es por esta razón que las superficies a adherir deben estar limpias y secas (17, 28, 30).
- **Ángulo de contacto y humectancia:** la humectancia es la capacidad de adaptarse y adherir de un material fluido sobre un material sólido. Este parámetro se determina a través del ángulo de contacto formado entre la tangente de la superficie del líquido y la superficie horizontal del sólido. Valores de ángulo de 0° indican una “humectancia total”, valores entre 0° y 90° indican “humectancia parcial” y valores mayores a 90° indican “no humectancia”. Para que haya una buena humectancia del líquido sobre el sólido, la superficie a adherir debe estar libre de contaminación y con elevada energía superficial, debe ser químicamente compatible con el líquido, el cual además debe presentar baja viscosidad (17,27,28,30).

Las piezas dentarias están constituidas por diferentes estructuras o sustratos, los cuales poseen características físicas, químicas, biológicas e histológicas propias. Es por esta razón que la adhesión de los biomateriales en base a resinas compuestas varía según el sustrato a adherir (12,31).

ADHESIÓN A ESMALTE

El esmalte dentario es el tejido más duro y mineralizado del cuerpo humano. Está constituido en un 96% por una fase mineral en forma de hidroxiapatita, un 3% de agua y un 1% de fase orgánica, principalmente, residuos moleculares de la amelogénesis. La hidroxiapatita de la fase mineral se encuentra estructurada en forma de prismas, los cuales se agrupan y distribuyen desde la unión del esmalte con la dentina hasta la subsuperficie con un patrón superpuesto, en forma de “s”, mientras que los demás componentes, agua y restos orgánicos se distribuyen en los espacios interprismáticos (12,32).

Para lograr la unión del material resinoso al esmalte, este debe ser previamente acondicionado con ácido. Los primeros procedimientos de acondicionamiento datan del año 1955, cuando Buonocore sugiere que el uso de ácido ortofosfórico al 85% permite una unión y retención prolongada de las resinas acrílicas al esmalte. A través de los años se han buscado fórmulas para lograr un adecuado acondicionamiento o grabado, utilizando distintas concentraciones y tiempos de aplicación (31,32).

La acción del ácido genera cambios topográficos en el esmalte. Este acondicionamiento remueve aproximadamente 10µm de esmalte superficial aprismático y genera microporosidades cuya profundidad oscila entre 5µm y 50µm. Esto, sumado a la eliminación de restos orgánicos produce un aumento de la superficie de contacto y eleva la energía superficial (32).

Las microporosidades generadas por el acondicionamiento, denominadas patrón de grabado ácido, dependen de la angulación de los prismas en la zona expuesta, de la concentración del ácido y del tiempo de aplicación de este (32,33).

De esta manera, se describen 3 patrones de grabado del esmalte:

- Patrón de grabado tipo I: la desmineralización ocurre en la cabeza y centro del prisma, quedando la zona periférica e interprismática relativamente intacta (12,32).
- Patrón de grabado tipo II: la desmineralización se produce en la periferia del prisma, conservándose el centro mineral (12,32).
- Patrón de grabado tipo III: resultado de la combinación de los patrones tipo I y II. Es un patrón irregular y el menos deseable para efectos de adhesión (34).

Sobre este esmalte acondicionado se aplica un sistema adhesivo, de baja viscosidad, el cual posee un agente imprimante o primer, constituido por monómeros resinosos anfipáticos, los cuales interactúan con el sustrato mineral penetrando en los espacios creados por el acondicionamiento y que permiten la polimerización con los componentes resinosos. Ejemplos de monómeros imprimantes son el HEMA, el 4-META y el bisphenyl dimetacrilato (32).

Actualmente, existen los sistemas adhesivos monocomponentes o autograbantes, los cuales no requieren acondicionamiento previo con ácido ortofosfórico, puesto que en su composición incluyen monómeros funcionales ácidos (12,32).

ADHESIÓN A DENTINA

La dentina como sustrato adherente ha representado un desafío debido a su compleja morfología y química. Está constituido por un 70% de fase inorgánica en forma de hidroxapatita, un 18% de materia orgánica, principalmente colágeno tipo I y un 12% de agua. Posee un sistema de conductos denominado túbulos dentinarios, los cuales alojan en su interior al odontoblasto, una célula especializada encargada de producir y mantener la dentina. La densidad de estos túbulos dentinarios varía según la profundidad dentinaria y va desde 20.000/mm² en la unión con el esmalte hasta 65.000/mm² en las proximidades de la pulpa

dentaria (31).

Esta dentina puede clasificarse según su ubicación respecto a estos túbulos dentinarios en: dentina peritubular y dentina intratubular. Esta clasificación permite comprender de mejor manera el fenómeno de adhesión (12).

La dentina intratubular tiene un mayor contenido mineral respecto a la dentina peritubular. Recubre el túbulo en forma circunferencial y a lo largo de este, otorgándole consistencia. La dentina peritubular en cambio, posee un mayor contenido orgánico y se compone de una red de fibras de colágeno tipo I, las cuales se encuentran sustentadas por materia mineral (12).

A diferencia del esmalte dentario, la adhesión a dentina es compleja, debido a su contenido orgánico y humedad. El acondicionamiento con ácido deja desprovisto de sustento mineral a la red de fibras colágenas de la dentina intertubular, las cuales quedan sustentadas por agua. Esto supuso un problema debido a la incompatibilidad de las resinas con el agua. Sin embargo, los agentes imprimantes como el HEMA y el 4-META asociados a solventes volátiles como el alcohol y la acetona, permiten la humectación de la dentina acondicionada y la posterior polimerización del sistema adhesivo. Para que ello ocurra, el solvente desplaza las moléculas de agua, permitiendo el contacto del primer con las fibras de colágeno. Por otro lado, el acondicionamiento de la dentina permeabiliza los túbulos dentinarios, eliminando parte de la dentina intratubular y al igual que en la dentina intertubular, elimina los residuos generados durante la preparación cavitaria, lo que se conoce como smear layer o barro dentinario (22,31,33).

Este smear layer o barro dentinario consiste en una fina capa de residuos, producto de la preparación cavitaria, preparación de muñón para prótesis o instrumentación de conductos radiculares. Posee un grosor que oscila entre $0,5\mu\text{m}$ y $15\mu\text{m}$, dependiendo del tamaño de partícula del instrumental utilizado. Esta estructura está constituida por restos orgánicos y minerales, dentro de los cuales se encuentran restos odontoblásticos, restos pulpares, residuos de colágeno dentinario, bacterias y residuos minerales de esmalte y dentina. Mediante

observaciones con microscopía electrónica de barrido se ha descrito morfológicamente una estructura superficial amorfa y una estructura interna de agregados globulares. Además, este barro dentinario es capaz de penetrar en los túbulos dentinarios, aunque en una profundidad aproximada de 10µm, denominándose smear plug (35).

El acondicionamiento dentinario corresponde al procedimiento mediante el cual este smear layer es removido para lograr la unión del material resinoso al diente. Una vez que esta dentina queda permeabilizada por la acción de un ácido, un sistema adhesivo es aplicado y polimerizado, creándose una matriz de polímero ubicado entre la red de fibras colágenas desprovistas de mineral. Esta estructura fue identificada por primera vez en 1982 por Nakabayashi y se denominó “capa híbrida” (22,31,33,36,37).

POLIMERIZACIÓN

La polimerización de estos cementos de resina puede lograrse mediante una reacción con reactante químicos, una reacción activada por luz o una combinación de ambos procesos. De esta manera, estos biomateriales pueden clasificarse según su mecanismo de endurecimiento en cementos de resina compuesta autopolimerizables, cementos de resina compuesta fotopolimerizables y cementos de resina compuesta de polimerización dual (6,19,37,38).

La reacción de endurecimiento de estos cementos sigue los mismos principios respecto de las resinas compuestas de obturación. Considerando la química de la reacción, esta consta de una etapa de inducción, una etapa de propagación y una etapa de terminación (17).

En los cementos de resina compuesta autopolimerizables, la etapa de inducción está determinada por la interacción entre un activador químico (amina aromática terciaria) y un iniciador (peróxido de benzoilo). La amina terciaria forma un complejo con el peróxido de benzoilo, reduciendo la energía térmica necesaria para romper la molécula del iniciador y formar radicales libres (17). Esta reacción

por reactantes químicos es gradual y lenta pero que permite el endurecimiento del material en zonas profundas o en ausencia de luz (19,38).

En los cementos de resina fotopolimerizables, el iniciador es una canforoquinona que forma radicales libres cuando es irradiada por fotones con una longitud de onda de 470nm. Este sistema es más rápido en relación a la autopolimerización y posee una mayor estabilidad de color, sin embargo, presenta en inconveniente de perder efectividad si la unidad de fotocurado no se encuentra en buenas condiciones de uso o si el espesor del material restaurador supera los 2-3mm. También se considera la opacidad del material como un factor que disminuye la efectividad de la fotoactivación (23).

Los cementos de resina de polimerización dual incluyen ambos mecanismos de iniciación de la reacción. Este sistema se presenta en forma de pasta-pasta, donde en una se encuentra la amina reductora y el fotoiniciador mientras que en la otra se encuentra el peróxido de benzoilo. La activación mediante reactantes químicos permite el endurecimiento del material en zonas donde los fotones no llegan con suficiente energía para activar la canforoquinona mientras que la activación por luz otorga un tiempo de trabajo controlado y una alta resistencia inicial (9,23,37).

Por otro lado, la reacción de polimerización puede dividirse en dos etapas: la primera denominada etapa de pre-gel, donde las cadenas poliméricas en formación presentan cierta flexibilidad, lo que les permite amortiguar las tensiones generadas por la contracción de polimerización. La segunda etapa corresponde a la fase de post-gel, donde las cadenas de polímero adquieren una rigidez tal que no son capaces de liberar la tensión por contracción (39).

Algunos factores que influyen en la calidad de la fotopolimerización lo son el tipo de unidad activadora y la potencia de haz de luz que incide en el material. Por un lado, se dispone de unidades de curado tales como las lámparas halógenas, las lámparas de arco de plasma, los dispositivos de láser-argón y los equipos LED. Actualmente las unidades halógenas y las unidades L.E.D corresponden a los dos

tipos más frecuentemente utilizados (25,30,39).

Los dispositivos halógenos corresponden a las unidades con mayor uso en odontología. Funcionan como una unidad de luz convencional, en la cual una corriente alterna calienta un filamento de tungsteno, generando luz y calor. La luz es filtrada de tal forma que solo un haz con fotones de longitud de onda entre 400nm y 500nm viaja a través de la fibra óptica. A pesar de su aceptación y amplio uso, este sistema presenta el inconveniente de generar una gran cantidad de calor, que puede generar alteraciones en la pulpa dentaria, además de su espectro de emisión de luz, donde existe pérdida de parte importante de fotones cuya longitud de onda no logra activar la canforoquinona.

Estas unidades de fotoactivación pueden funcionar de acuerdo a distintos esquemas, los cuales se diferencian en la forma y en la potencia emitida (25,30,39,40):

- Polimerización convencional: el haz de luz es emitido con la misma intensidad ($\geq 600 \text{ mW/cm}^2$) de principio a fin.
- Polimerización gradual escalonada: en una primera etapa (5 a 10 segundos) la unidad emite luz de baja intensidad, aumentándola en forma escalonada hasta alcanzar la potencia máxima.
- Polimerización gradual en rampa: la unidad emite luz cuya potencia aumenta de forma gradual desde 0 mW/cm^2 hasta la potencia máxima.
- Polimerización de alta potencia: similar a la polimerización convencional, pero con una potencia aproximada de 1000 mW/cm^2 .

Los dispositivos L.E.D (light-emitting diode) pertenecen al grupo de lámparas luminescentes electrónicas y han ido ganando terreno en el mercado y su uso se ha extendido gracias al desarrollo de la industria de los semi-

conductores. No requieren el uso de un filtro para emitir luz azul y su espectro de radiación es más preciso respecto a las unidades halógenas. Además, estas unidades convierten un porcentaje mucho mayor de energía en luz. Los elementos semiconductores utilizados en estas unidades corresponden a sustancias tales como fosforo de galio, fosforo de aluminio y nitruro de galio. La superioridad de las unidades L.E.D respecto a las halógenas ha sido reafirmada en algunos estudios, los que indican una mayor conversión de monómero y una profundidad de polimerización respecto a las lámparas halógenas utilizando igual potencia lumínica (100 mW/cm^2) (25,30,39).

Independiente del mecanismo de polimerización de los cementos de resina compuesta, estos presentan ventajas en común, siempre y cuando la reacción de endurecimiento se complete de manera adecuada. Estos materiales poseen una alta resistencia al desgaste, una alta resistencia compresiva, una unión micromecánica con la estructura dentaria y el material restaurador y estética (5).

Sin embargo, este material no está exento de desventajas. A diferencia de los cementos de vidrio ionómero, estos no son capaces de captar o liberar fluoruro. La presencia de eugenol, proveniente de restos de la cementación temporal con eugenato de zinc inhibe la polimerización. Por otro lado, estos cementos poseen un espesor de película mayor a $25\mu\text{m}$ y los excesos son difíciles de remover una vez endurecido el material (5).

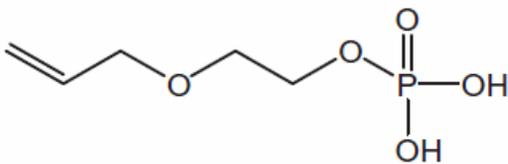
CEMENTOS DE RESINA COMPUESTA AUTOADHESIVOS

En la última década, buscando reducir los pasos y tiempos clínicos de la cementación de restauraciones indirectas, se introduce en el mercado un nuevo cemento de resina compuesta que incluye, además de la polimerización por poliadición radicalica, un mecanismo de adhesión similar a los cementos de vidrio ionómero: son los cementos de resina compuesta autoadhesivos (7,41).

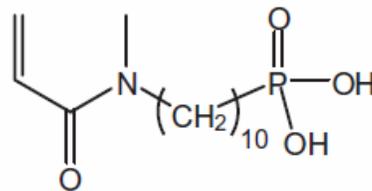
Al igual que los cementos de resina compuesta convencionales o adhesivos, estos poseen monómeros de metacrilato, como el BIS-GMA,

TGGDMA, HEMA y UDMA, entre otros. La propiedad de “autoadhesivo” estaría determinada por la introducción en su composición de un tipo específico de monómero funcional ácido, el cual sería capaz de generar una desmineralización superficial y que poseen en su estructura molecular grupos fosfatos y grupos fosfonatos, los que serían responsables de generar un puente químico con el ión calcio de la estructura dentaria (42).

La composición exacta de estos nuevos cementos no ha sido otorgada por todos los fabricantes. Sin embargo, para algunos de estos cementos se describen algunos monómeros funcionales como el metacrilato fosfatado con un grupo éster, como en el caso de RelyX™ UNICEM. A partir de la evidencia en relación al desarrollo de monómeros para los sistemas adhesivos autograbantes, se ha sugerido la integración de monómeros ácidos con grupos acrilamida, como NMADP y NPAPBP y monómeros grupo alyl-eter, como AOEP y AOMEPB en las composiciones de estos nuevos cementos, ambos de los cuales serían más estables en medio ácido (42).



Estructura molecular AOEP (Ferracane 2010)

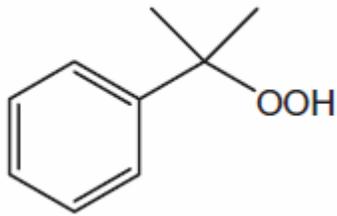


Estructura molecular NMADP (Ferracane 2010)

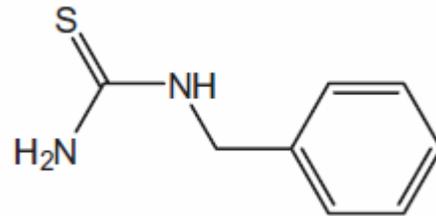
Las partículas de relleno estarían compuestas por sales de fluoraluminosilicato de bario, aluminosilicato de calcio, aluminosilicato de estroncio, fluoruro de iterbio, cuarzo y sílice coloidal (42).

Los activadores e iniciadores en los cementos de resina autoadhesivos difieren de los aquellos presentes en cementos de resina convencionales. Esto se debe a que, tanto las aminas terciarias alcalinas como lo es el peróxido de benzoilo, que son las desencadenantes de la reacción de polimerización, tienden a

generar radicales libres y sales (respectivamente) en medios ácidos, como el que se presenta con el cemento de resina autoadhesivo en su composición. Para evitar que se pierda tanto el activador como el iniciador durante el periodo de almacenamiento se introduce el peróxido de benzoilthiourea (BTU) como activador y el hidroperóxido de cumena (CHP) como iniciador ácido- resistente en este tipo de material (42).



Estructura molecular CHP (Ferracane 2010)



Estructura molecular BTU (Ferracane 2010)

El mecanismo de adhesión propuesto para los cementos de resina autoadhesivos cambia respecto al que se presenta en los cementos de resina convencionales, donde el punto crítico radica en la ausencia de una capa híbrida convencional. La adhesión de estos cementos a la estructura dentaria se explicaría por la presencia de monómeros ácidos y un pH inicial ácido (pH=2), el cual generaría una desmineralización del componente mineral del smear layer y eventuales zonas expuestas de esmalte y dentina y en donde se produciría una posterior interacción entre los grupos fosfato y fosfonato de los monómeros y el calcio de la hidroxiapatita. Estos monómeros una vez unidos a la estructura dentaria actuarían como puente entre esta y la cadena polimérica. En los primeros minutos posteriores a la mezcla de este cemento existe una alta hidrofiliidad y acidez, debido a la acción de los monómeros funcionales. Luego a medida que transcurre la reacción, la mezcla se vuelve cada vez más hidrofóbica y el pH tiende a la neutralidad. Esto se debe a que una parte de estos monómeros ácidos son utilizados para la formación del polímero mientras que otros son neutralizados por los componentes minerales del relleno. Se estima que en un plazo cercano a 48 horas el pH del cemento llegaría a valores cercanos a pH=7 (42).

RelyX™ UNICEM fue el primer cemento de resina compuesta autoadhesivo en ser introducido en el mercado (7). Su primera presentación fue en forma de polvo-líquido encapsulado, el cual debía ser triturado para generar la mezcla. Luego, este sistema evolucionó a una presentación pasta-pasta, con diferentes tipos de aplicadores (Aplicap, Maxicap), cada uno de ellos con diferentes tiempos de trabajo y tiempos de polimerización (13,43). Actualmente se encuentra disponible el cemento RelyX™ U100. Este se diferencia únicamente de UNICEM en su modo de aplicación, siendo U100 en forma de clicker, con dosificaciones más precisas respecto a sus predecesores. La composición química y mecanismos de polimerización son las mismas respecto a UNICEM, lo que permite extrapolar la evidencia disponible de este último a U100 (13,23,44).

Según el fabricante, este cemento estaría indicado para cementación de inlays, onlays, pernos, coronas de metal-porcelana y coronas libres de metal. Se contraindicaría únicamente para la cementación de carillas (13,43,44).

Actualmente se encuentra disponible en el mercado una mayor variedad de esta clase de materiales. Algunos ejemplos de otros cementos de resina autoadhesivos disponibles son G-CEM (GC-America), Maxcem elite (Kerr), BisCEM (Bisco), SmartCem2 (Dentsply), SeT (SDI) (7,16,42,46).

De la misma forma que otros biomateriales odontológicos, desde el momento de su introducción en el mercado, estos cementos han sido sometidos a pruebas para determinar su comportamiento químico y mecánico. Entre estos estudios se encuentran aquellos que miden la fuerza adhesiva a diferentes sustratos. Esta fuerza de adhesión sería menor en relación a los cementos de resina compuesta adhesivos pero superior a los cementos convencionales. En el caso de RelyX™ UNICEM, bajo un esquema de polimerización dual, estos estudios indican valores de adhesión a dentina que oscilan entre los 7 megapascales y los 15 megapascales (44,47), entre 13 megapascales y 20 megapascales para restauraciones de zirconio (24,46), entre 7 megapascales y 9 megapascales para restauraciones de composite (24,46).

En relación a las vías de activación, algunos autores como Braga y Meng, afirman que algunos cementos duales dependen de la fotoactivación para alcanzar adecuadas propiedades, siendo la reacción activada químicamente incapaz de compensar la falta de activación por luz. Se desprende de lo anterior que existiría otro grupo de cementos duales que no requerirían necesariamente la luz para alcanzar un adecuado nivel de polimerización. De esta manera, los cementos de resina compuesta duales se clasificarían según su dependencia a la luz en cementos adhesivos duales fotodependientes y cementos adhesivos duales no-fotodependientes (48,49).

Sin embargo, esta clasificación merece reparos, puesto que las vías de activación de la polimerización son independientes entre sí (9). Químicamente, la reacción iniciada mediante reactantes es complementaria a aquella que es iniciada por la canforoquinona y no dependiente de esta última como lo sugiere esta clasificación. Los cementos duales son una combinación entre los cementos autopolimerizables y fotopolimerizables y fueron concebidos para combinar las ventajas de ambos. La fotoactivación tiene como finalidad otorgar una adecuada polimerización inicial mientras que la reacción química tiene como función completar la reacción donde la canforoquinona no es activada (9). De esta forma, en los cementos fotodependientes, se perdería la ventaja de la reacción autopolimerizada, comportándose como un cemento fotopolimerizable.

Los cementos de resina autoadhesivos pertenecen a la categoría de duales, por lo que es necesario entender las vías de polimerización y su influencia en las propiedades del material. Todo esto permite plantearse si las vías de activación en estos nuevos materiales influye en las propiedades mecánicas, específicamente, en la fuerza adhesiva a la tracción diametral, considerando un periodo de espera entre la polimerización del material y la prueba mecánica de 48 horas como mínimo.

HIPÓTESIS

No existen diferencias en el grado de resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta cementadas con el sistema RelyX™ U100 mediante polimerización química y polimerización dual.

OBJETIVO GENERAL

Establecer si existen diferencias en el grado de resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta cementadas con el sistema RelyX™ U100 mediante polimerización química y polimerización dual.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar el valor de la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta cementadas con el sistema RelyX™ U100 activados solamente en forma química.
- Determinar el valor de la resistencia adhesiva de restauraciones de resina compuesta cementadas con el sistema RelyX™ U100 activado en forma dual.
- Analizar comparativamente los valores obtenidos en ambos casos.

MATERIALES Y MÉTODO

El presente estudio se realizó en el laboratorio del área de Biomateriales dentales del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y en el Instituto de Investigaciones y Ensayos de Materiales (I.D.I.E.M.) de la Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de Chile.

Para la evaluación *in vitro* de la resistencia adhesiva del material RelyX U100™ (3M-ESPE), se confeccionaron 60 cuerpos de prueba a partir de dientes molares.

Se obtuvo una muestra de 30 molares humanos conservados en una solución de suero fisiológico al 0,9% (ApiroFlex®) a temperatura ambiente y en recipiente cerrado, inmediatamente realizada las respectivas exodoncias, para evitar su deshidratación. Se evaluaron para determinar si cumplían con los criterios de inclusión:

Molares humanos maxilares y/o mandibulares

- Libre de caries
- Tamaño normal

Criterios de exclusión: no se consideraron molares humanos de tamaños similar a premolares (algunos 3º molares), alteraciones estructurales de esmalte y/o dentina (que pudiesen interferir con una correcta adhesión) o con caries proximales u oclusales dentinarias.

Una vez obtenidas la muestra de 30 molares, se retiraron los restos de ligamento periodontal con curetas Gracey 13-14 Hu-Friedy y fueron nuevamente puestos en solución de suero fisiológico al 0,9% (ApiroFlex®). Posteriormente se procedió a confeccionar los cuerpos de prueba. Para ello, se seccionaron molares mandibulares en sentido mesio-distal y molares maxilares en sentido vestibulo-palatino, perpendicular al plano oclusal, utilizando turbina y piedra de diamante de

forma cilíndrica de grano medio (ISO 806 314 290 524 014 / LOT 201100011839). Las fresas fueron cambiadas cada 6 dientes cortados con el fin de obtener cortes de tejido dentario con un grado de desgaste lo más homogéneo posible.

Se obtuvo de esta manera dos cortes de tejido dentario por diente, uno de la cara mesial y otro de la cara distal de dientes superiores y uno de la cara vestibular y otro de la cara lingual de dientes inferiores, con una superficie lisa y plana compuesta tanto por tejido dentinario como por esmalte, libre de cámara pulpar y de tamaños similares entre si (Fig.1).



Fig.1. Muestra de corte de tejido dentario.

Los cortes obtenidos fueron separados en dos grupos, de manera que en cada grupo se consideró una de las caras dentarias seccionadas y conservadas en una solución de suero fisiológico al 0,9% (ApiroFlex®) para evitar su deshidratación. Se confeccionaron cilindros de resina compuesta (Swisstec A2 / LOT B03370 y Swisstec A3.5 / LOT 0222264) mediante un conformador de probetas metálico, calibrado y estandarizado, de 6 milímetros de diámetro por 4 milímetros de alto (Fig.2a). Cada cilindro fue confeccionado en dos incrementos y fotopolimerizado por ambas caras según las indicaciones del fabricante (Fig.2b):

- Color A2 (esmalte) – incremento de 2mm – fotopolimerización por 30 segundos.
- Color A3.5 (esmalte) – incremento de 2mm – fotopolimerizado por 40 segundos.

Cada cilindro obtenido fue marcado por una de sus caras, indicando así la superficie opuesta a la superficie adherente.

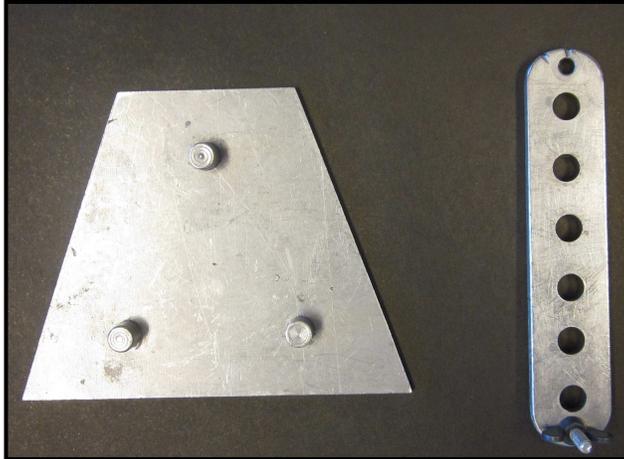


Fig.2a. Conformador de prueba estandarizado.

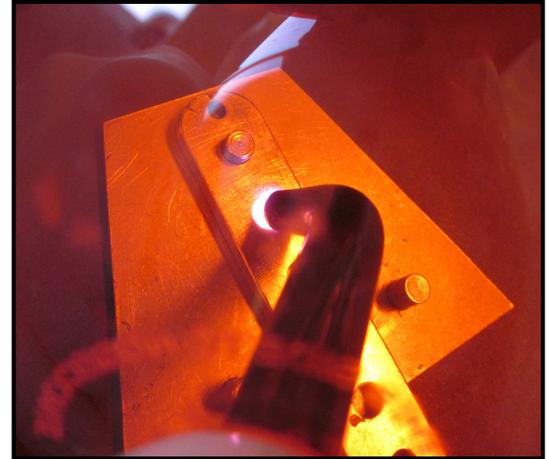


Fig.2b. Polimerización por superficie.

La unidad de fotocurado (BlueLuxer™, model M835, Monitex Industrial Co., Ltd) fue previamente calibrada mediante un radiómetro incorporado, para determinar que esta funcionara a una longitud de onda óptima, equivalente a una potencia superior a 600mW (Fig.3).



Fig.3. Control de potencia de la unidad de fotocurado.

Se clasificaron los cuerpos de prueba en dos grupos, cada uno con igual número de unidades; el grupo A en el cual se realizó la cementación del cilindro de

resina compuesta con cemento autoadhesivo RelyX™ U100 (3M-ESPE) mediante autopolimerización y el grupo B en el cual se realizó la cementación del cilindro con cemento RelyX™ U100 (3M-ESPE) mediante autopolimerización y fotopolimerización.

Posteriormente, a cada corte de tejido dentario se le confeccionó sobre la superficie conformada solo por esmalte, un vástago de resina compuesta de forma cilíndrica de 10 milímetros de largo aproximadamente, mediante grabado con ácido ortofosfórico al 37% por 25 segundos, lavado con agua por 50 segundos y aplicación de adhesivo (Single Bond 2, 3M-ESPE) en dos capas, fotopolimerizado por 20 segundos (Fig.4).

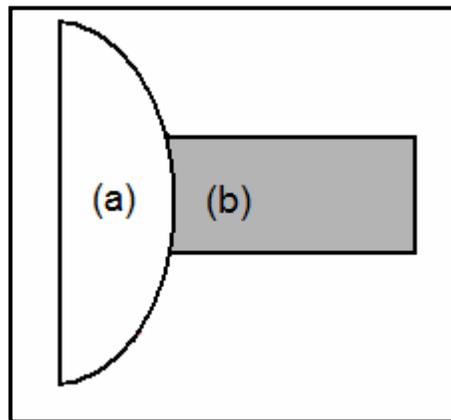


Fig.4. Esquema de posición del vástago.

(a): Corte dentario. (b): cilindro de composite.

Luego, el vástago de resina compuesta fue limpiado con algodón impregnado con alcohol al 96% para eliminar impurezas, evitando el contacto del alcohol con la cara dentinaria y posteriormente fue cubierto con acrílico de autocurado rosado Marché®, conformando un cilindro de 30 milímetros de largo aproximadamente (fig.3), alisado y adaptado para la plataforma de fijación de la máquina Instron para ensayos universales (Fig.5). La cara dentinaria libre quedó en contacto constante con una a dos gotas de solución de suero fisiológico para controlar el efecto del calor generado por la reacción de polimerización y así evitar su desecación.



Fig.5. Corte dentario fijado en cilindro de resina acrílica.

Una vez terminado este procedimiento, se realizó la cementación definitiva de los cilindros de resina compuesta (Fig.6a, 6b, 6c) con cemento RelyX™ U100 (A2 / LOT 407963), a temperatura ambiente y aplicando el siguiente esquema:

Preparación del cilindro de composite:

- Arenado de superficie del cilindro por 1 a 2 segundos con óxido de aluminio.
- Lavado con spray de agua.
- Grabado por 30 segundos con ácido ortofosfórico al 37%.
- Lavado con aire más agua.
- Secado.
- Aplicación de adhesivo en dos capas y fotopolimerizado por 20 segundos.

Preparación de pieza dentaria:

- Limpieza cara dentinaria con escobilla de copa y agua.
- Lavado con agua.
- Secado suave.
- Mezcla de 1 aplicación de cemento RelyX™ U100 por cuerpo de prueba, por 20 seg.
- Aplicación del cemento en superficie adherente del cilindro.

- Cementación con presión digital por 4 minutos (hasta alcanzar la etapa de gel).
- Retiro de excesos a los 4 minutos con microaplicador.
- Grupo autopolimerización: guardado de cuerpos de prueba en recipiente plástico impermeable a la luz, en seco y en posición vertical.
- Grupo polimerización dual: fotopolimerización a los 4 minutos, 20 segundos por superficie y posterior guardado en recipiente plástico transparente, en seco y en posición vertical.

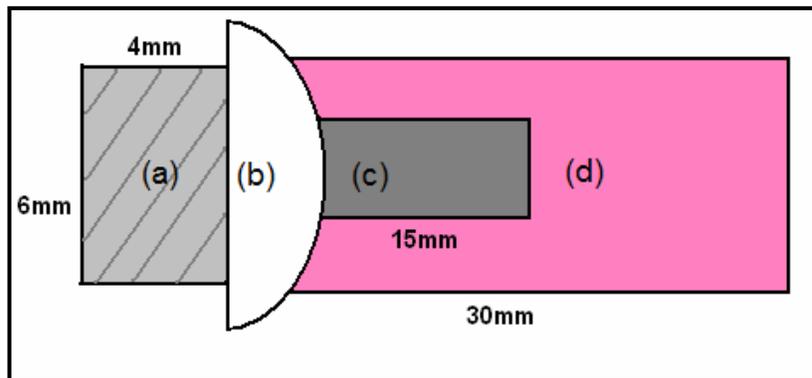


Fig.6a. Esquema de cuerpo de prueba terminado. a) Cilindro de composite. b) Corte dentario. c) Vástago de composite. d) Cilindro de resina acrílica.



Fig.6b. Cuerpo de prueba. Vista lateral.



Fig.6c. Cuerpo de prueba. Vista frontal.

Posteriormente se realizaron las pruebas de cizallamiento. La máquina Instron® para ensayos universales, diseñada para el estudio de las propiedades mecánicas de los materiales, fue calibrada para trabajar a con una velocidad de cabezal de 10 milímetros por minuto. Se fijaron los cuerpos de prueba de forma tal que el extremo del vástago de la máquina incidiera en forma adyacente a la línea

de cementación, para evitar generar fuerzas de tracción (Fig.7a y 7b).

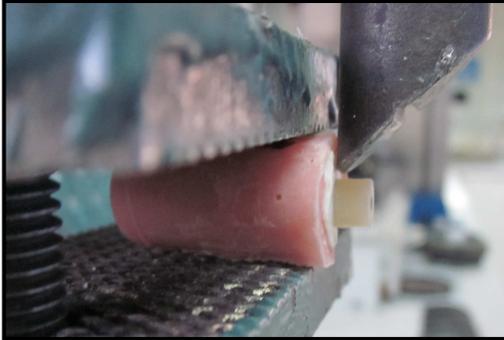


Fig.7a. Control de posición del vástago.

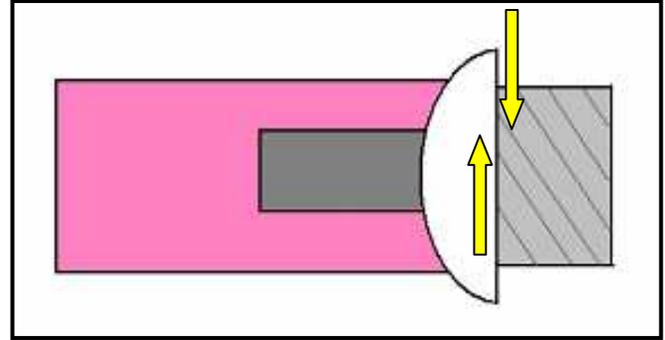


Fig.7b. Esquema de la fuerza de cizalla aplicada.

La fuerza máxima de cizallamiento aplicada en cada cuerpo de prueba por medio de la máquina de ensayos Instron® fue tabulada y dividida por grupo. Los valores fueron registrados en Newton (N) y luego convertidos a Megapascales (MPa) siguiendo el siguiente esquema:

Se calculó el área en centímetros cuadrados de la superficie adherida del cilindro por medio de la fórmula:

$$a = \pi * r^2$$

En el caso del cilindro de prueba,

$$a = 3,14 * 3^2 = 28,26 \text{ mm}^2.$$

Luego se dividen los valores obtenidos en Newton por la superficie de adhesión de 28,26mm², obteniendo los valores en Megapascales (MPa).

RESULTADOS

Los valores de fuerza adhesiva obtenidos para el grupo A (activación química) se muestran en la tabla nº 1 y los valores para el grupo B (activación dual) se expresan en la tabla nº 2.

Tabla nº 1. Valores grupo A.

Cuerpo de prueba	Resistencia adhesiva (MPa)	Cuerpo de prueba	Resistencia adhesiva (MPa)
1	2,6	16	6,8
2	1,9	17	5,2
3	5,2	18	0,6
4	3,8	19	2,3
5	9,8	20	4,0
6	8,1	21	3,9
7	6,6	22	5,5
8	2,9	23	4,4
9	2,4	24	3,3
10	4,1	25	4,4
11	2,6	26	4,8
12	4,7	27	2,4
13	1,8	28	6,9
14	6,3	29	4,8
15	6,6	30	6,8

Tabla nº 2. Valores grupo B.

Cuerpo de prueba	Resistencia adhesiva (MPa)	Cuerpo de prueba	Resistencia adhesiva (MPa)
1	12,5	16	15,1
2	13,4	17	4,9
3	14,4	18	17,2
4	12,5	19	20,9
5	14,0	20	13,6
6	9,3	21	12,0
7	17,4	22	14,6
8	13,9	23	15,7
9	5,9	24	6,8
10	12,8	25	11,7
11	17,0	26	6,9
12	10,8	27	16,4
13	15,2	28	13,4
14	13,8	29	12,7
15	8,3	30	13,2

En la tabla nº 2 se observan algunos valores de fuerza adhesiva que superan los 15 MPa. En algunos de estos casos, las fallas resultantes fueron de tipo cohesivas en la zona del vástago de composite (Fig.8), mientras que en otros casos se produjo descementación del cilindro con parte de la estructura dentaria adheridas a estos (Fig.9).



Fig.8. Ejemplares grupo B. La ruptura del mango de composite se produjo antes de la descementación del cilindro de composite.

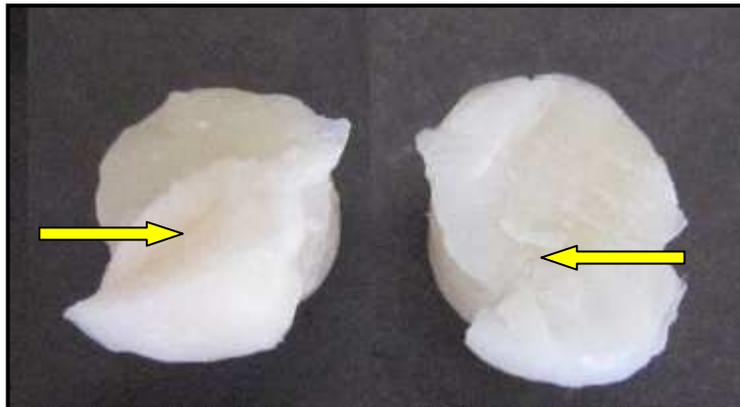


Fig.9. Ejemplares grupo B. Los cilindros fueron descementados con parte de la estructura dentaria adherida.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE RESULTADOS

Los datos obtenidos fueron sometidos a análisis estadístico con el programa SPSS. Los resultados de ambos grupos fueron sometidos al test de Kolmogorov-Smirnov para confirmar la normalidad de los datos, considerando un valor $\alpha=0,05$. En la tabla nº 3 se observan los valores de significancia para ambos grupos. Se observa un valor de significancia para el grupo A de 0,2 y un valor de 0,51 para el grupo B. Por ser ambos valores superiores a 0,05, se concluye que si existe una distribución normal de los datos obtenidos.

Tabla nº 3. Prueba de normalidad de muestras.

		Kolmogorov-Smirnov ^a		
Fotoactivación		Estadístico	gl	Sig.
MPa	NO	,087	30	,200
	SI	,159	30	,051
a. Corrección significación Lilliefors				

Los gráficos nº 1 y nº 2 corresponde a los histogramas de frecuencias con la curva de normalidad para el grupo A y el grupo B respectivamente. Estos gráficos complementan lo indicado en la tabla nº 3.

Gráfico nº 1. Distribución grupo A.

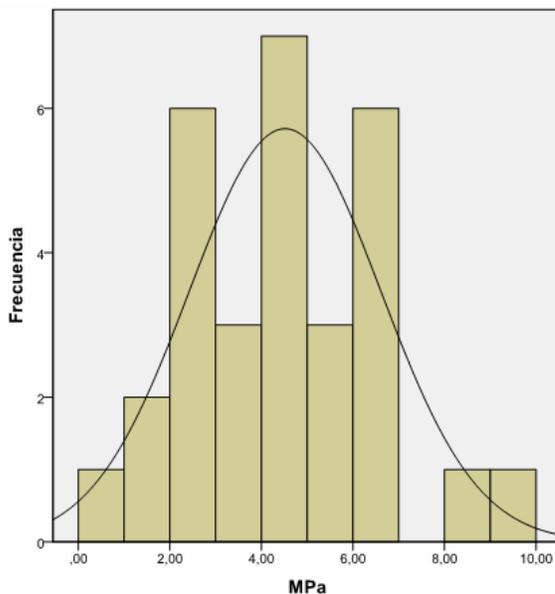
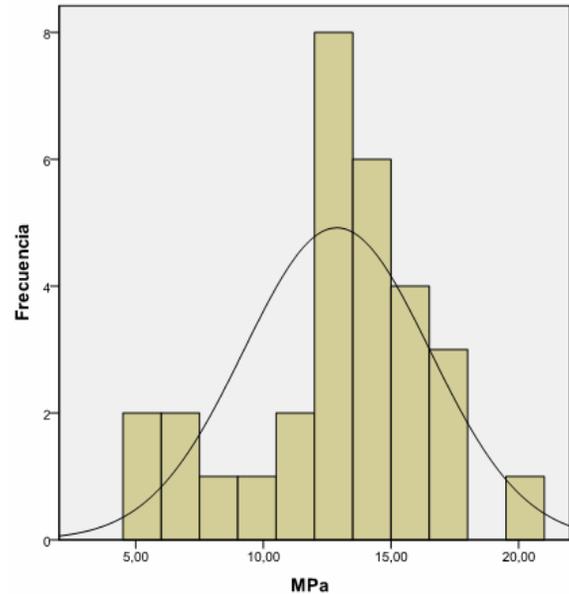


Gráfico nº 2. Distribución grupos B

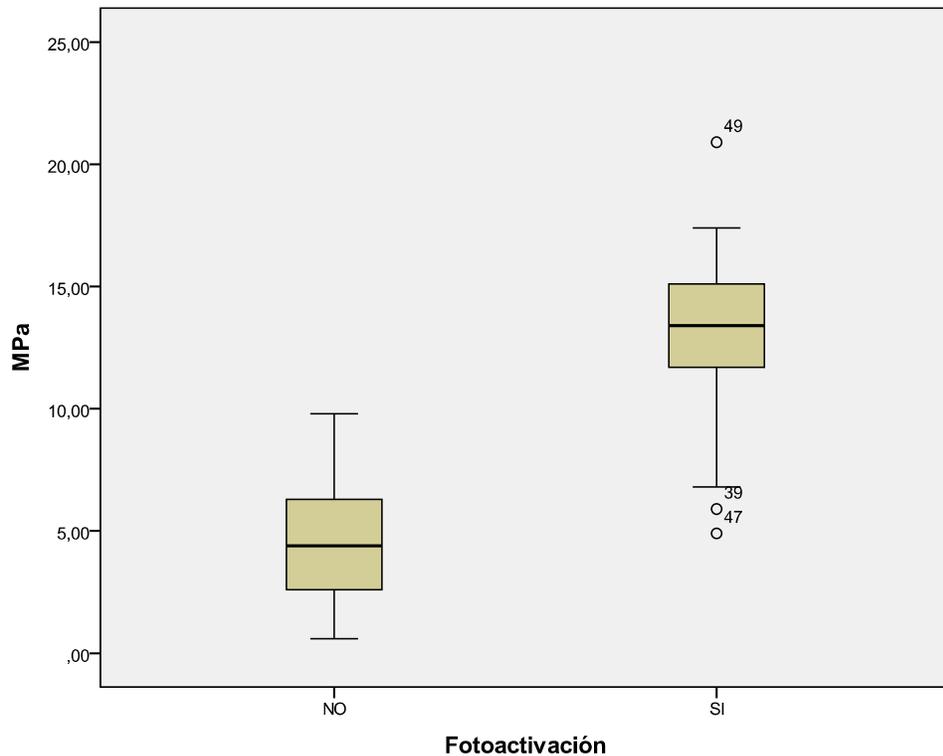


La tabla nº 5 muestra los estadígrafos descriptivos para el grupo A y grupo B. Se observa un valor de media 2.9 veces superior en el grupo B respecto al grupo A. La desviación estándar es disímil entre los grupos de estudios, siendo mayor la dispersión de datos del grupo B.

Tabla nº 5. Valores estadígrafos descriptivos.

Descriptivos				
	Fotoactivación		Estadístico	Error típ.
MPa	NO	Media	4,5167	,38216
		Mediana	4,4000	
		Varianza	4,381	
		Desv. típ.	2,09319	
	SI	Media	12,8767	,66640
		Mediana	13,4000	
		Varianza	13,323	
		Desv. típ.	3,65001	

El gráfico nº 3 muestra el diagrama en caja y bigote donde se comparan los estadígrafos de los grupos A y B. Estas cajas representan el 50% de los casos de cada grupo, limitadas por los percentiles 25 y 75, y se puede apreciar los valores atípicos en el grupo B, representados por los cuerpos de prueba nº 6 (39), nº 17 (47) y nº 19 (49).

Gráfico n° 3. Estadígrafos descriptivos.

El análisis inferencial de datos fue realizado mediante el T-Test de Student con un valor $\alpha=0.05$, del mismo modo respecto a las pruebas de normalidad. Este test permite determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre dos grupos de estudio independientes entre sí, cuando se tiene una distribución normal de datos. La tabla n° 6 muestra los resultados del T-Test de Student para los valores de resistencia adhesiva. La prueba de Levene para la igualdad de varianzas entrega un valor de 0,043. Por ser este un valor inferior a 0,05, no se asume igualdad de varianzas. El nivel de significancia descrito para la comparación entre las medias de los grupos de estudio es de 0.000. Este valor es inferior a 0.05, por lo tanto, se concluye que si existen diferencias estadísticamente significativas entre el grupo A (activación química) y el grupo B (activación dual).

Tabla nº 6. Comparación de medias del test T de Student.

Prueba de muestras independientes						
		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias		
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
MPa	Se han asumido varianzas iguales	4,293	,043	-10,883	58	,000
	No se han asumido varianzas iguales			-10,883	46,213	,000

DISCUSIÓN

De acuerdo a los resultados obtenidos a partir del presente estudio, el modo de activación del cemento RelyX™ U100 influye notoriamente en la adhesión al sustrato dentario coronario, cuando es sometido a fuerzas de cizallamiento. El valor promedio de adhesión del cemento activado fotoquímicamente triplicó el valor de adhesión del cemento activado químicamente y en ausencia de luz, encontrando valores promedio de 12,9 MPa y 4,5 MPa respectivamente. La literatura disponible en relación a los valores de adhesión de este material al sustrato dentario, entrega valores altamente variables, los que dependen del tipo de resistencia adhesiva analizada (micro tracción, tensión diametral) y de las metodologías aplicadas (44,47,50). Estas son diferentes a las propuestas en este estudio, donde la resistencia adhesiva se analizó mediante fuerzas de cizallamiento y comparando mecanismos de activación, por lo que no es posible realizar una comparación fidedigna de los valores obtenidos.

Uno de los aspectos metodológicos considerados al momento de plantear la hipótesis nula en relación a este material fue el tiempo entre la polimerización del cemento y las pruebas mecánicas. En relación a las diferentes velocidades entre la reacción química y la fotoquímica, se describe como una reacción más rápida esta última (38). En la mayoría de los estudios, el tiempo de espera entre la polimerización del material y las pruebas mecánicas es de 24 horas. Este lapso pudo ser eventualmente insuficiente para que la reacción activada químicamente y en ausencia de luz concluyera, por lo que se estaría comparando un grupo con una reacción de polimerización terminada y uno sin terminar. Al respecto, Mohamad & cols señalan, a partir de su estudio por espectrometría en resinas compuestas fotoactivadas, que existe un proceso de estabilización de la cadena polimérica que se extiende por al menos 7 días. Este proceso de estabilización repercute en las propiedades mecánicas del material. Este autor concluye que la adecuada elección del momento en el que se realizan pruebas mecánicas es fundamental (51). En el presente estudio, por los motivos metodológicos señalados y por la dificultad de disponibilidad de la máquina de ensayos Instron, el periodo de espera se extendió por 14 días, por lo tanto, se puede establecer con

seguridad que los valores de adhesión del el grupo no-fotoactivado fueron obtenidos con la reacción de polimerización terminada.

Algunos estudios previos realizados en cementos de resina compuesta convencionales, como Variolink II y RelyX ARC, muestran una optimización de sus propiedades cuando estos son fotoactivados (48). Este hecho puede tomarse como una referencia, pero siempre bajo una visión crítica. No se debe olvidar que la composición química de los nuevos cementos de resina compuesta autoadhesivos cambia respecto a sus predecesores (42). Por esta razón, es necesario continuar la investigación y realizar una serie de estudios sobre las diferentes propiedades mecánicas, comparando los mecanismos de activación y simulando distintas situaciones clínicas, de tal forma de obtener una mayor evidencia y poder concluir si el comportamiento respecto a la fotoactivación, se mantiene o no en relación a los cementos adhesivos convencionales.

En relación a lo señalado anteriormente, algunos autores sostienen que la fuerza adhesiva no puede estimarse basándose únicamente en el mecanismo de activación. Por el contrario, otros factores tendrían efectos en esta propiedad, siendo uno de estos la composición química (52). El cemento RelyX™ U100 pertenece a la categoría de los cementos de resina autoadhesivos duales (7). El fabricante, con el fin de otorgar un producto que permita obtener adecuadas propiedades mecánicas iniciales y optimizar el tiempo de trabajo, agrega fotoactivadores en la composición del material, en forma simultánea a los activadores químicos, que completan la reacción en zonas donde la luz no llega con la energía suficiente (21,38). Sin embargo, la proporción entre el activador e iniciador químico y el iniciador físico no es detallada por el fabricante. Considerando los resultados del presente estudio, es posible que el fabricante haya optado por una mayor concentración de fotoiniciador respecto al hidroperóxido de cumena, resultando en una menor conversión total del monómero al momento de agotarse la energía del sistema, en ausencia de luz. Otro factor que pudo potencialmente influir en los resultados es la vida útil de los elementos activadores e iniciadores del producto. Sin embargo, se descarta el vencimiento de los componentes del material, puesto que se utilizó el mismo (LOT

y color) para ambos grupos de estudio, antes de su fecha de vencimiento.

Aún cuando la influencia de la fotoactivación parece ser evidente en este material de acuerdo a los resultados obtenidos, clasificarlo como fotodependiente merece prudencia. La activación e iniciación de la reacción de polimerización en los cementos duales sigue vías distintas e independientes entre sí. Por otro lado, los valores de adhesión obtenidos para el grupo no-fotoactivado pueden ser considerados clínicamente inaceptables para ser un material de cementación permanente. Bajo este punto de vista clínico, este material se comportaría más como un cemento “totalmente fotodependiente”, es decir, fotoactivable, escapando a su condición de dual. Sin embargo, esto sería igualmente incorrecto dada su química de polimerización.

Este material es relativamente nuevo y la evidencia disponible sobre la influencia de la fotoactivación en diversas propiedades mecánicas no es concluyente aún. Ilie & cols reporta en su estudio que si existen diferencias estadísticamente significativas entre mecanismos de activación cuando se evalúan propiedades como módulo de elasticidad, creep, dureza vickers y deformación plástica y elástica para RelyX™ UNICEM (45). Por el contrario, Aguiar & cols señalan en su estudio de resistencia a la microtracción que no existen diferencias entre un grupo fotoactivado y un grupo no fotoactivado. De igual forma, el mismo autor señala en un estudio de resistencia a la flexión, que no existen diferencias estadísticamente significativas en esta propiedad cuando se comparan modos de activación, para RelyX™ UNICEM (47,53). En base a lo señalado anteriormente, es de suponer que si este material fuese categóricamente “fotodependiente”, y por ende, clasificado como tal, los resultados serían igualmente concluyentes bajo diversas metodologías y para las distintas propiedades mecánicas del material.

Existen poco estudios publicados hasta la fecha que describan los resultados clínicos cuando se utiliza este cemento. Stanford & cols y Geraldeli & cols señalan que existe una tasa de éxito del 100% en rehabilitaciones mediante restauraciones estéticas indirectas tipo inlay y onlay, en un periodo de observación de 3 a 4 años (7). De acuerdo a esto y a los resultados obtenidos en el presente

estudio, es posible determinar que el cemento RelyX™ U100 es una buena alternativa para la cementación de restauraciones estéticas indirectas en áreas como la operatoria dental o la rehabilitación en base a prótesis fija libre de metal, en la medida que este material sea fotoactivado. Sin embargo, por los valores obtenidos en el grupo no fotopolimerizado, es pertinente plantearse si este cemento representa una adecuada elección para la cementación de pernos en conductos radiculares (52). Esto se debería a la necesidad de una adecuada polimerización activada por reactantes químicos en las zonas profundas, puesto que la luz, ya sea emitida por medio de unidades halógenas o L.E.D, pierde energía a medida que pasa a través del material. Esto generaría fallas de adhesión en la zona apical y un aumento del stress en la zona cervical donde existe una mayor polimerización del material.

A pesar de las limitaciones del presente estudio, se propone la importancia de la fotoactivación para lograr óptimas propiedades de adhesión y resultados clínicos predecibles con RelyX™ U100. Los resultados obtenidos representan una base más para un análisis crítico respecto a las indicaciones de este material, determinadas por el fabricante. A su vez, se sugiere prudencia al momento de indicar este agente para la cementación de estructuras en donde la fotopolimerización pierde efectividad, como es el caso de pernos en conductos radiculares.

CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos con la metodología utilizada en el presente estudio, podemos concluir:

1. La polimerización se produjo mediante ambos mecanismos de activación para el cemento RelyX™ U100.
2. El cemento autoadhesivo RelyX™ U100 activado fotoquímicamente obtuvo mayor valor de resistencia adhesiva que el mismo cemento activado químicamente.
3. El valor promedio de resistencia adhesiva del cemento RelyX™ U100 activado químicamente es de 4,5MPa, mientras que el valor promedio de resistencia adhesiva del cemento RelyX™ U100 activado fotoquímicamente es de 12,9 MPa.
4. Si existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos por lo cual la activación fotoquímica es más eficiente que la activación química en un periodo mayor a 7 días.
5. De acuerdo a lo anterior, se rechaza la hipótesis nula planteada.

SUGERENCIAS

Se sugiere complementar el presente estudio con:

1. Estudio comparativo *in vitro* de la resistencia a la tracción de pernos cementados con RelyX™ U100, comparando ambos mecanismos de activación.
2. Estudio comparativo *in vitro* del grado de sellado marginal en restauraciones indirectas cementadas con RelyX™ U100, comparando ambos mecanismos de activación.
3. Estudio comparativo *in vitro* al microscopio electrónico de barrido de la interfase diente-cemento-restauración, comparando ambos mecanismos de activación para RelyX™ U100.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

(1) Holt, R. Roberts, G. Scully C. "ABC of oral health: Dental damage, sequelae, and prevention". BJM 2000; 320: 1717-1719.

(2) Council of Clinical Affairs. "Guideline on oral health care/dental management of heritable dental developmental anomalies". American academy of pediatric dentistry. Ref. Manual 2008; 33(6): 11-12.

(3) Rudolph, R. Anzel, A. Stamenkovic, D. "Dental materials – challenge and usage of the latest inventions". Journal of Metalurgy 2000; 135-142.

Disponibile en:

<http://www.metalurgija.org.rs/mjom/vol14/No%202/6REBEKA.pdf>

(4) ADA council on scientific affairs. "Direct and indirect restorative materials". J. Am. Dent. Assoc 2003; 134: 463-472.

(5) Ladha, K. Verma, M. "Convencional and Contemporary Luting Cements: An Overview". J. Indian. Prosthodont. Soc 2010; 10(2): 79-88.

(6) Wassell, R.W. Barker, D. Steele, J.G. "Crowns and other extra-coronal restorations: Try-in and cementation of crowns". British dental journal 2002; 193(1): 17-28.

(7) Burguess, J.O. Ghuman, T. Cakir, D. Swift, E.J. "Self-Adhesive Resin Cements. Critical Appraisal". Journal Compilation 2010; 22(6): 412-419.

(8) Mendes, L.C. Matos, I.C. Miranda, M.S. Benzi, M.R. "Dual-curing, self-adhesive resin cement: influence of the polymerization modes on degree of conversion and microhardness". Materials research 2009; 13(2): 171-176.

(9) Pereira, S.G. Fulgêncio, R.F. Nunes, T.G. Toledano, M. Osorio, R. Carvalho, R.M. "Effect of curing protocol on the polymerization of dual cured resin cements".

Dental Materials 2010; 26: 710-718.

(10) Fontana, M. Young, D. Wolf, M. Pitts, N. Longbottom, C. "Defining dental caries for 2010 and beyond". Dent. Clin. N. Am. 2010; 54: 423:440.

(11) Saldarriaga, O. Peláez A. "Resinas compuestas: restauraciones adhesivas para el sector posterior". Revista CES odontología 2003; 16(2): 61-82.

(12) Barrancos, M. (2006), "Operatoria dental. Integración clínica". 4ª edición. Buenos Aires, Argentina. Editorial Panamericana. p.2-8, p.261-278, p.715-726.

(13) Moya, M. "Estudio comparativo *in vitro* del grado de sellado marginal obtenido en restauraciones indirectas de resina compuestas cementadas con cemento RelyX U100 con y sin utilizar grabado ácido previo". Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano-dentista. Facultad de odontología. Universidad de Chile. 2009

(14) C de la Macorra, J. Pradíes G. "*Convencional and adhesive luting cements*". Clin. Oral. Invest 2002; 6: 198-204.

(15) Sümer, E. Değer, Y. "*Contemporary Permanent Luting Agents Used in Dentistry: A Literature Review*". Int. Dent. Res 2011; 1(1): 26-31.

(16) Calatrava, L.A. "Protocolo para selección de un cemento adhesivo". Revista odontológica de los Andes 2001; 4(2): 79-88.

(17) Anusavice, K. (2004). "Phillips Ciencia de los Materiales Dentales". 11ª edición. Barcelona, España. Editorial Elsevier. p.21-40, p.143-170.

(18) Coelho, G. Coelho, M.J. Rizkalla, A.S. "Adhesive Cementation of Etchable Ceramic Esthetic Restorations". J. Can. Dent. Assoc 2009; 75(5): 379-384.

(19) Hill Edward E. "Dental cements for Definitive Luting: A Review and Practical

Clinical Considerations". Dent. Clin. N. Am 2007; 51: 643-658.

(20) Bader, M. Astorga, C. Baeza, R. Ehrmantraut M. Villalobos, J. (1996), *Biomateriales dentales*. Primera edición. Tomo II.

(21) Pegoraro, T.A. da Silva, N.F.A. Carvalho, R.M. "Cements for Use in Esthetic Dentistry". Dent. Clin. N. Am 2007; 51: 453-471.

(22) Tyas, MJ. Burrow, MF. "Adhesive restorative materials: A review". Australian. Dental. Journal 2004; 49: (3): 112-121.

(23) Hervas, A. Martinez, M. Cabanes, J. Barjau, A. Fos. P. "Composite resins. A review of the materials and clinical indications". Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006; 11: 215-220.

(24) Puckett, A.D. Fitchie, J.G. Kirk, P.C. Gamblin, J. "Direct Composite Retorative Materials". Dent. Clin. N. Am 2007; 51: 659-675.

(25) Manso, A. Silva, N. Bonfante, E. Dias, R. "Cements and Adhesives for All-CERamic Restorations". Dent. Clin. N. Am 2011; 55: 311-332.

(26) Peutzfeldt, A. Sahafi, A. Flury, S. "Bonding of Restorative Materials to Dentin With Various Luting Agents". Operative Dentistry 2011; 36(3): 266-273.

(27) Marshall, S.J. Bayne, S.C. Baier, R. Tomsia, A.P. Marshall, G.W. "A review of adhesion science". Dental materials 2009. 26: e11-e16.

(28) Benaldo, C. "Estudio comparativo *in vitro* de la microfiltración de restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema adhesivo convencional y otras realizadas con un sistema adhesivo con nanorelleno". Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano-dentista. Facultad de odontología. Universidad de Chile. 2005.

- (29) Rich, M. "Análisis comparativo *in vitro* del grado de microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas usando seis adhesivos de diferentes marcas comerciales, con y sin evaporar solventes". Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano-dentista. Facultad de odontología. Universidad de Chile. 2005.
- (30) Macchi, R.L. (2007), "Materiales dentales". 4ª edición. Buenos Aires, Argentina. Editorial Panamericana. p.39-46, p.171-186.
- (31) Swift, E.J. "Dentin/enamel adhesives: review of the literature". *Pediatr. Dent* 2002; 24: 456-461.
- (32) Carpena, G. Greenhalg, D. Klauss, P. Mussi, G. Widmer, N. "Enamel Acid Etching: A Review". *Compendium* 2007; 28(1): 662-669.
- (33) Camps, A. "La evolución de la adhesión a dentina". *Av. Odontoestomatol* 2004; 20(1): 11-17.
- (34) Saavedra, U. "Comparación *in vitro* del grado de resistencia adhesiva de los sistemas adhesivos single bond y adper single bond 2". Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano-dentista. Facultad de odontología. Universidad de Chile. 2005.
- (35) Violich, D.R. Chandler, N.P. "The smear layer in endodontics – a review". *International Endodontic Journal* 2010; 43: 2-15.
- (36) Moszner, N. Salz, U. Zimmermann, J. "Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review". *Dental Materials* 2005; 21: 895-910.
- (37) Coelho, G. Coelho, M.J. Rizkalla, A.S. "Adhesive Cementation of Etchable Ceramic Esthetic Restorations". *J. Can. Dent. Assoc* 2009; 75(5): 379-384.

(38) Norohna, J.D. Brandão, N.L Oskus, L.T. Guimarães, J.G.A. Moreira da Silva. E. "A critical analysis of the degree of conversion of resin-based luting cements". J. Appl. Oral. Sci 2010; 16(5): 442-446.

(39) Soler, S. Gómez E. "La fotopolimerización en 2002". Av. Odontoestomatol 2004; 20(6): 289-295.

(40) Dunn, W.J. Bush, A.C. "A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units". J. Am. Dent. Assoc 2002; 133: 335-341.

(41) Nakamura, T. Wakabayashi, K. Minuta, S. Nishida, H. Miyamae, M. Yatani, H. "Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement". J. Prosthodontic Research 2010; 54: 59-64.

(42) Ferracane, J.L. Stansbury, J.W. Burke, F.J.T. "Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations". J. Oral. Rehab. 2010; 38(4): 295-314.

(43) RelyX™ Unicem. Technical Profile. 3M ESPE.

Disponibile en:

http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTtixMy4xfaEVuQEcuZgVs6EVs6E666666--&fn=unicem_tp_ebu.pdf

(44) Viotti, R. Kasaz, A. Pena, C. Alexandre, R. Arrais, C. Reis, A. "Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and convencional multisteps systems". J Prosthet Dent 2009; 102: 306-312.

(45) Ilie, N. Simon, A. "Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements". Clin. Oral. Invest 2011; [Epub ahead of print].

Disponibile en:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21350865>

- (46) Zhang, C. Degrange, M. "Shear Bond Strengths of Self Adhesive Luting Resin Fixing Dentine to Different Restorative Materials". *J. Biomat. Science* 2004; 21: 593-608.
- (47) Aguiar, T.R. Di Francescantonio, M. Ambrosano, G.M.B. 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.
- (48) Braga, R.R. Cesar, P.F. Gonzaga C.C. "Mechanical properties of resin cements with different activation modes". *J. Oral. Rehab* 2002; 29: 257-262.
- (49) Meng, X. Yoshida, K. Atsuta, M. "Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure od dual-cured resin luting agents". *Dental Materials* 2007; 24(5): 594-599.
- (50) 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". *Dental materials* 2004; 20: 963-971.
- (51) Mohamad, D. Young, R.J. Mann, AB. Watts, DC. "Post polymerization of dental resin composite evaluated with nanoindentation micro-Raman spectroscopy". *Arch. Oral. Sci* 2007; (2): 26-31.
- (52) Garcia, R. Gomes dos Santos, J. Abado, G.L. "Influence of activation modes on diametral tensile strength of dual cured resin cements". *Braz Oral Res* 2005; 19(4): 267-271.
- (53) Aguiar, TR. Andre, C. Carvalho, A, Arrais, C. Rueggeberg, F. Giannini, M. "Activation mode effect on biaxial flexure strength of resin cement". *Dental materials* 2011; 27(1): 50-51.