

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**CONTRACCIÓN EN CEMENTOS DE IONÓMERO DE
VIDRIO DESPUÉS DEL TIEMPO DE TRABAJO.**

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:

CECILIA CUÉLLAR ÁNGELES

TUTOR: Dr. MIGUEL ÁNGEL ARAIZA TÉLLEZ

ASESOR: Dr. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO



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 la Universidad Nacional Autónoma de México, por ser mi segunda casa durante estos años, por abrir mis ojos a un mundo distinto, por abrirme sus puertas y acogerme para ser un miembro más.

A la Facultad de Odontología y a todos mis profesores por enseñarme tanto; porque gracias a ellos ahora soy un poco más paciente, porque entendí que rendirse no es una opción, porque ahora sé que mis manos junto con los conocimientos que obtuve son una herramienta para ayudar a los demás.

Al Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales y Biomateriales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación por adoptarme dos años y medio y descubrir un gusto e interés especial hacia esta materia. A mi tutor, Dr. Araiza y a mi asesor, Dr. Álvarez por cuidarnos siempre y la disposición a compartir su conocimiento y curiosidad para aprender junto a ustedes.

Índice de contenido

	Página
<i>Resumen</i>	1
<i>Abstract</i>	1
<i>Introducción</i>	2
<i>Antecedentes</i>	3
Composición de los cementos de ionómero de vidrio.	4
Características físicas y de comportamiento del cemento de ionómero de vidrio.....	8
Estándares internacionales sobre los ionómeros de vidrio.....	10
Contracción	12
Consideraciones de diseño experimental para medir contracción.....	13
<i>Planteamiento del problema</i>	15
<i>Justificación</i>	16
<i>Objetivos</i>	17
General.....	17
Específicos.	17
<i>Hipótesis</i>	17
De trabajo.	17
Nula.....	17
<i>Material y Método</i>	19
Recursos	19
Materiales.....	19
Físicos.....	20
Humanos	20
Recursos financieros	20

Infraestructura.....	20
<i>Método</i>	21
Calibración de equipo de contracción.	21
Preparación de muestras.....	24
Prueba en ambiente seco.	33
Prueba en ambiente húmedo.....	33
Fórmula para determinación del encogimiento (%S).....	38
<i>Resultados</i>	42
<i>Discusión</i>	62
<i>Conclusión</i>	66
<i>Referencias</i>	67

Índice de figuras

Figura 1.- Cemento de ionómero de vidrio en cápsulas predosificadas. (Riva self cure®).....	6
Figura 2.- Modelo de un cilindro de paredes gruesas para un diente con restauración clase I. Tanto la restauración como el diente son sometidos a estrés por tensión.	14
Figura 3.- Anillo de bronce de 1.23mm de altura medido con Vernier digital.....	21
Figura 4.- Portaobjetos con masa, anillo de bronce y cubreobjetos sobre platina.	22
Figura 5.- Nivelación de la base del equipo.....	22
Figura 6.- Muestra colocada con punta de transductor en posición correcta.....	23
Figura 7.- Se coloca la punta cuidadosamente y se ajustan los valores.....	24
Figura 8.- Presentación comercial de Ketac molar®.....	25
Figura 9.- Pesaje de polvo y líquido de Ketac Molar®.....	26
Figura 10.- Anillo de bronce de 2mm de altura medido con vernier digital.....	27
Figura 11.- Cápsulas de Riva Self cure® y dispensador.....	28
Figura 12.- Cápsula predosificada de Riva self cure®.....	28
Figura 13.- Máquina amalgamadora con cápsula de Riva self cure® colocada.	29
Figura 14.- Aplicador Riva® de SDI® con cápsula Riva self cure® cargada.....	29
Figura 15.- Se coloca el material en el portaobjetos.....	30
Figura 16.- Muestras de Riva Self cure® en bolsas individuales.....	31
Figura 17.- Presentación de Vitrebond plus®.....	31
Figura 18.- Vitrebond plus® dispensado en block de papel encerado.....	32
Figura 19.- Pantalla donde se muestra el inicio del registro de la prueba.....	33
Figura 20.- Saliva artificial elaborada en el laboratorio de materiales dentales, DEPeI, UNAM.....	34
Figura 21.- Muesca realizada en el cubreobjetos.....	34

Figura 22.- Saliva artificial siendo colocada alrededor de la muestra.	35
Figura 23.- Muestras de Ketac molar® en bolsas individuales.	36
Figura 24.- Muestras de Riva self cure® en bolsas individuales.....	37
Figura 25.- Dos “clics” dispensados en una loseta de papel.....	37
Figura 26.- Muestras de Vitrebond plus® en bolsas individuales.	38

Índice de tablas

Tabla 1.- Composición del polvo de CIV.....	4
Tabla 2.- Peso de polvo, líquido y total de Ketac molar® (valor medio).....	26
Tabla 3.- Valores promedio de encogimiento porcentual en tres cementos y dos ambientes.	43
Tabla 4.- Valores promedio de encogimiento porcentual en el cemento Ketac molar® en ambos ambientes.	43
Tabla 5.- Valores promedio de encogimiento porcentual en el cemento Riva self cure® en ambos ambientes.	44
Tabla 6.- Valores promedio de encogimiento porcentual en el cemento Vitrebond® en ambos ambientes.	45
Tabla 7.- Valores promedio de encogimiento porcentual en tres cementos de ionómero de vidrio en medio ambiente.....	46
Tabla 8.- Valores promedio de encogimiento porcentual en tres cementos de ionómero de vidrio en ambiente húmedo (saliva).	47
Tabla 9.- Análisis de varianza en medio ambiente (no húmedo/seco).....	52
Tabla 10.- Análisis de varianza en ambiente húmedo (saliva).....	53
Tabla 11.- Comparaciones múltiples al 25% de encogimiento en ambiente no húmedo.	54
Tabla 12.- Comparaciones múltiples al 50% de encogimiento en ambiente no húmedo.	55
Tabla 13.- Comparaciones múltiples al 75% de encogimiento en ambiente no húmedo.	55
Tabla 14.- Comparaciones múltiples al 90% de encogimiento en ambiente no húmedo.	56
Tabla 15.- Comparaciones múltiples al 95% de encogimiento en ambiente no húmedo.	56
Tabla 16.- Comparaciones múltiples al 100% de encogimiento en ambiente no húmedo.	57
Tabla 17.- Comparaciones múltiples al 25% de encogimiento en ambiente húmedo (saliva).	58
Tabla 18.- Comparaciones múltiples al 50% de encogimiento en ambiente húmedo (saliva).	59

Tabla 19.- Comparaciones múltiples al 75% de encogimiento en ambiente húmedo (saliva).	59
Tabla 20.- Comparaciones múltiples al 90% de encogimiento en ambiente húmedo (saliva).	60
Tabla 21.- Comparaciones múltiples al 95% de encogimiento en ambiente húmedo (saliva).	60
Tabla 22.- Comparaciones múltiples al 100% de encogimiento en ambiente húmedo (saliva).....	61

Índice de gráficas

Gráfica 1.- Comportamiento de la reacción de polimerización de cemento de ionómero de vidrio modificado con resina.....	39
Gráfica 2.- Valores promedio de encogimiento porcentual en los tres cementos y ambos ambientes usados.	42
Gráfica 3.- Valores promedio de encogimiento porcentual en el cemento Ketac molar® en dos ambientes.	43
Gráfica 4.- Valores promedio de encogimiento porcentual en el cemento Riva self cure® en dos ambientes.	44
Gráfica 5.- Valores promedio de encogimiento porcentual en el cemento Vitrebond plus® en dos ambientes.	45
Gráfica 6.- Gráfica comparativa de encogimiento en tres cementos de ionómero de vidrio en medio ambiente.	46
Gráfica 7.- Gráfica comparativa de encogimiento en tres cementos de ionómero de vidrio en medio húmedo (saliva).	47
Gráfica 8.- Gráfica comparativa del encogimiento de tres cementos de ionómeros de vidrio a distintos porcentajes del total en medio ambiente (seco).	48
Gráfica 9.- Gráfica comparativa del encogimiento de tres cementos de ionómeros de vidrio a distintos porcentajes del total en ambiente húmedo (saliva).	49
Gráfica 10.- Gráfica comparativa del tiempo transcurrido en diferentes porcentajes de encogimiento en tres cementos de ionómero de vidrio en medio ambiente.....	50
Gráfica 11.- Gráfica comparativa del tiempo transcurrido en diferentes porcentajes de encogimiento en tres cementos de ionómero de vidrio en ambiente húmedo (saliva).	51

Resumen.

Los cementos de ionómero de vidrio se utilizan cotidianamente en la consulta odontológica. El fabricante indica el tiempo de mezclado y trabajo apropiado del material a utilizar para conservar las propiedades del mismo, pero no nos habla del comportamiento que tiene el cemento posterior a la manipulación cuando es colocado en la boca del paciente y cómo se comporta en presencia de saliva. Con este estudio, se pretende conocer la contracción en los cementos de ionómero de vidrio KETAC Molar (3M[®], Germany), Riva Self Cure (SDI[®], Australia), y Vitrebond plus (3M[®], Germany) posterior al tiempo de trabajo en un medio acuoso simulado con saliva artificial a temperatura ambiente, independientemente de su forma de polimerización.

Palabras clave

Ionómero de vidrio, cementos, polimerización, contracción.

Abstract.

Glass ionomer cements are used on a daily basis at the dental office. The manufacturer indicates that the mixing and working time needed to preserve the properties of the material, but not the behavior that the cement has after the working time and when it is placed at the patient's mouth interacting with saliva. With this study, it is pretended to know the contraction in the glass ionomer cements KETAC Molar (3M[®], Germany), Riva Self Cure (SDI[®], Australia), and Vitrebond plus (3M[®], Germany), after their working time in a watery environment simulated with artificial saliva in room temperature, besides of its polymerization form.

Keywords:

Glass ionomer, cements, polimerization, contraction.

Introducción.

Los cementos de ionómero de vidrio (CIV) son un material ampliamente utilizado en la consulta odontológica, la primera referencia fue en 1972. Se utilizan en la restauración de dientes de primera y segunda dentición, restauraciones anteriores, como agente cementante y como material de restauración en el Tratamiento Restaurativo Atraumático (TRA).

Por ser un material polimérico, los CIV presentan contracción. La contracción es un cambio dimensional de volumen de la masa, lo que causa una disminución del volumen del material. Esta propiedad no ha sido estudiada ni reportada ampliamente en los cementos de ionómero de vidrio.

En esta investigación se estudio la contracción en los cementos de ionómero de vidrio posterior al tiempo de trabajo, ya que hay poca información de los cambios volumétricos que existen, una vez colocado el material en boca. Se analizaron tres cementos de ionómero de vidrio: KETAC Molar (3M[®], Germany), Riva Self Cure (SDI[®], Australia), y Vitrebond plus (3M[®], Germany en un ambiente seco (sin saliva artificial) y ambiente húmedo (con saliva artificial), esto último para simular las condiciones de humedad en las que el material es expuesto al estar dentro de la cavidad oral.

La investigación se realizó con seis grupos: tres grupos que se probaron en ambiente seco y tres en ambiente húmedo. Cada ambiente tuvo 10 muestras de cada material, siendo 30 muestras por ambiente (n=60). Cada prueba tuvo una duración de 1 hora (3600 segundos), iniciando después del tiempo de trabajo indicado por el fabricante.

Los resultados mostraron que en los tres cementos de ionómero de vidrio se presentó el fenómeno de encogimiento independiente al medio en el que fue colocado.

Antecedentes

El ionómero de vidrio fue desarrollado a finales de la década de 1960 por Alan Wilson y colegas en Londres para remplazar a los cementos dentales de silicato. Este material se publicó el 15 de febrero de 1972 en el *British Dental Journal* y fueron llamados inicialmente como cementos de polialquenoato de vidrio. Los cementos de silicato eran frágiles, susceptibles a la erosión ácida, tenían fallas en la adhesión a la estructura dental y generaban preocupación debido al aumento de la sensibilidad pulpar.¹ El cemento de ionómero de vidrio (CIV) es muy usado en odontología por su adhesión natural al diente y su estética. Tiene naturaleza hidrofílica e interacciones químicas y mecánicas.^{2-4.}

Algunas ventajas de los cementos de ionómero de vidrio son que tienen reacciones exotérmicas mínimas durante su fraguado, no presentan contracción, translucidez óptica excelente y buena adhesión.⁵

El ionómero de vidrio es un material ideal para personas mayores con bajo flujo salival, individuos con higiene deficiente y personas con habilidades diferentes debido a la liberación de iones flúor del mismo. Estos materiales también son utilizados como una base en restauraciones con composites, como reconstrucción y en individuos con alto riesgo a desarrollar lesiones cariosas.⁶

Las aplicaciones de los cementos de ionómero de vidrio incluyen la restauración de dientes deciduos, restauraciones anteriores clase III y V, para cementar coronas, pónicos y en aparatos de ortodoncia, restauración en lesiones no cariosas y como material de restauración en el Tratamiento Restaurativo Atraumático (TRA).⁷

En 1977, se adicionó aleación de amalgama al ionómero de vidrio con la intención de aumentar su fuerza y le da radiopacidad. Igualmente, otros investigadores

añadieron otros rellenos metálicos como Ag^{1+} , Ti^{3+} y Pd^{2+} y descubrieron que los materiales se limitaban en algunas propiedades por la poca estética y la baja adhesión.^{7, 8}

En la década de 1980, se desarrollaron los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina. Estos mostraron mejores propiedades mecánicas y menor solubilidad, pero la presencia de la resina disminuye la biocompatibilidad y conlleva una menor liberación de iones flúor. También la contracción que se presenta durante la polimerización de los cementos de ionómero de vidrio modificado con resina afecta la fuerza de unión entre el material y la dentina.⁷ Este tipo de cementos incorporan dos tipos de mecanismos de reacción: la convencional de ácido-base y la polimerización del monómero de resina donde la polimerización puede ser activada químicamente o por luz.⁴

Composición de los cementos de ionómero de vidrio.

Son materiales ácido-base preparados por una solución acuosa de ácido polialquénico, ácido poliacrílico o ácido copolímero acrílico/maléico, que reacciona con el polvo de vidrio que tiene un carácter básico. El vidrio normalmente es fluoroaluminosilicato cálcico.

Los elementos que componen el CIV se encuentran contenidos en la tabla 1.

Componente ²	% por masa
SiO_2	24.9
Al_2O_3	14.2
AlF_3	4.6
CaF_2	12.8
NaAlF_6	19.2
AlPO_4	24.2

Tabla 1.- Composición del polvo de CIV².

Mecanismo de reacción en el CIV. El ácido ataca el enlace de $\text{Si}^{1+}\text{-O}^{2+}\text{-Al}^{1+}$ del vidrio, lo cual causa que iones de Ca^{2+} y Al^{3+} se liberen. El efecto combinado de entrecruzamiento entre los iones metálicos y moléculas de polialquenolato es como se endurece el cemento. ^{2,5}

Después del mezclado, iones H^+ se separan de los grupos COOH^- de las cadenas ácidas y reaccionan con las partículas de vidrio. Se forma una disolución parcial que causa que la superficie externa de las partículas de vidrio se convierta en una capa de gel del cual se liberan iones Al^{3+} , Ca^{2+} y F^- . Los grupos COO^- y los iones liberados hacen posibles las cadenas de enlaces cruzados dando una estructura sólida alrededor de las partículas de vidrio. La unión de los grupos COO^- con los iones Ca^{2+} del esmalte ocurre y logra un enlace químico entre el cemento y la estructura dental. ⁹

Se adicionó ácido tartárico al líquido para controlar tanto la viscosidad como los tiempos de trabajo y fraguado del cemento. El componente básico es un vidrio fluoroaluminosilicato (FAS) reactivo al ácido que contiene iones multivalentes adicionales como Ca^{2+} , Sr^{2+} y La^{3+} ; algunos se adicionan para dar radiopacidad al cemento. ¹⁰

Los cementos de ionómero de vidrio convencionales combinan la tecnología y la química de los cementos de silicato y policarboxilato de zinc para incorporar las características deseables de ambos. Así, contienen el vidrio de fluoroaluminosilicato de los cementos de silicato, pero evitan su susceptibilidad a la disolución sustituyendo el ácido fosfórico y sus sales con el ácido polimérico carboxílico de los cementos de policarboxilato de zinc. Como sus predecesores, los policarboxilatos de zinc, estos materiales son cementos de ácido-base. ¹⁰

El ionómero de vidrio tiene varias propiedades, en particular la habilidad de formar buenas uniones con el esmalte y la dentina, así como la liberación de fluoruro en una manera constante por periodos de tiempo prolongados. La unión se vuelve más resistente con el paso del tiempo debido a la formación de una capa de intercambio iónico entre el diente y el cemento. ¹¹

El ion flúor se libera del cemento para formar fluorapatita, que es una de las fases más estables química y térmicamente, formado por la sustitución del grupo hidroxilo por fluoruro en la hidroxiapatita del esmalte y dentina.⁵

Estos cementos se encuentran en el mercado en presentación de polvo-líquido como lo indicaban los cementos de policarboxilato de zinc. Para hacerlo más conveniente al dentista, algunos fabricantes han desarrollado cápsulas de unidosis (figura 1), que son activadas justo antes del uso rompiendo un sello que permite que el polvo y el líquido entren en contacto. Después, con un triturador de amalgama, se mezclan los componentes mecánicamente. El diseño de los dispensadores permite la colocación directa del material en la cavidad oral. ¹⁰

Figura 1.- Cemento de ionómero de vidrio en cápsulas predosificadas. (Riva self cure®)

Fuente: directa.

Los ionómeros de vidrio modificados con resina fueron introducidos en 1991 como un material base, el cual incluía un monómero polimerizable, HEMA (2-hidroxietil metacrilato) como un componente adicional. Los iniciadores normalmente son fotoactivados, por lo que la mayoría de las marcas de ionómero de vidrio modificados con resina son fotopolimerizables.²

En los ionómeros de vidrio modificados con resina, la reacción ácido-base aumenta por la polimerización del HEMA. En su forma más simple, estos materiales contienen los componentes convencionales de los ionómeros de vidrio (vidrio, ácido polialquénico y agua) junto con HEMA. Sin embargo, se han desarrollado materiales más complejos donde el ácido polialquénico ha sido modificado con cadenas que terminan en grupos vinil que pueden involucrarse en la reacción de adición por polimerización.²

Los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina (también conocidos como reforzados con resina o ionómeros híbridos) son distribuidos como un polvo-líquido, pasta-pasta, o una cápsula unidosis con una punta dispensadora. Es más fácil de mezclar que los ionómeros de vidrio convencionales polvo-líquido.¹²

Los ionómeros de vidrio modificados con resina presentan propiedades mecánicas similares; también presentan adhesión intrínseca tanto al esmalte como a la dentina. Sin embargo, por la presencia del HEMA, los ionómeros modificados con resina tienen una biocompatibilidad inferior con respecto a los ionómeros convencionales.²

En resultados clínicos se ha encontrado que el ionómero de vidrio de cualquier tipo reduce la microfiltración en la unión cemento-esmalte comparándolo con el uso de otros materiales.¹¹

En un estudio realizado para comparar la contracción por polimerización en ionómero de vidrio modificado con resina y resina fotocurable en un ambiente húmedo, los resultados arrojaron que en cuanto a la contracción máxima de el ionómero de vidrio modificado con resina se encontraron diferencias significativas comparando cada grupo de los materiales.¹³

Características físicas y de comportamiento del cemento de ionómero de vidrio.

El fraguado de los cementos de ionómero de vidrio incluye varias reacciones químicas complejas en dos diferentes etapas. Después de mezclado, los enlaces cruzados de las cadenas poliácidas por los iones libres del calcio crean un material inestable y que es fácilmente afectado por cantidades excesivas de agua o por pérdidas abundantes de este líquido. En la segunda etapa, adicional a los enlaces cruzados de las cadenas poliácidas ocurren por iones de aluminio trivalentes que aumentan las propiedades mecánicas, reducen la solubilidad y mejora la estética. El balance de agua debe ser controlado y es crítico para la estabilidad a largo plazo.¹⁴

El ionómero de vidrio modificado con resina conserva muchas de las ventajas de ionómero de vidrio convencional, en particular su adhesión a la superficie dental y la liberación de fluoruro. Sin embargo, el monómero HEMA es potencialmente dañino y su presencia disminuye la biocompatibilidad. Se ha demostrado que el HEMA es capaz de penetrar la dentina e incluso llegar a la pulpa, lo que prueba su citotoxicidad, aparte de ser un alérgeno bien conocido.¹¹

La contracción volumétrica o por polimerización es una propiedad intrínseca de los materiales convencionales a base de resina causado por la aproximación de los monómeros durante la polimerización cuando la distancia entre los monómeros se reduce por la conversión de las fuerzas débiles de van Der Waals a enlaces covalentes.¹⁵

El estrés de contracción por polimerización se ha considerado una de las razones del fracaso en restauraciones con materiales a base de resina, especialmente aquellos realizados con composites o cementos resinosos. Muchos efectos negativos pueden ocurrir, incluyendo microfiltración e hipersensibilidad entre otros. La contracción por polimerización debe reducirse y controlarse lo mejor posible para prevenir que esto ocurra, favoreciendo el éxito clínico de los tratamientos restauradores.¹⁶

El calentamiento previo de los composites dentales resulta en una contracción volumétrica más alta. Sin embargo, el estrés por contracción no tiene un cambio significativo en temperaturas superiores a los 30°C.¹⁷

La polimerización lleva a una tensión de contracción y estrés de contracción que puede afectar la integridad de la unión con la dentina. La temperatura es uno de los muchos factores que pueden influir en la eficiencia del composite. La diferencia entre la temperatura del cuarto y la temperatura en la cavidad oral puede llevar a otro tipo de polimerización, las condiciones del curado, por tanto, las diferentes propiedades de la contracción por la movilidad de los monómeros a altas temperaturas¹⁷.

Se sabe que el curado de los composites dentales a altas temperaturas conlleva a una mayor contracción, aunque este efecto es pequeño y no es clínicamente significativo.¹⁷

Existen pocas publicaciones que hablen de la relación que existe entre el estrés de contracción y la temperatura. Se ha demostrado que el estrés residual aumenta con temperaturas elevadas.¹⁷

Los estudios que utilizan saliva son complicados ya que la composición de la saliva humana es compleja y varía con la salud de cada individuo. Esto es debido a las especies de bacterias. Pueden existir variaciones en el pH de la saliva por la dieta de cada persona.¹⁸

Estándares internacionales sobre los ionómeros de vidrio

Todos los materiales dentales están regulados por estándares internacionales como lo son la ISO (International Organization for Standardization) y la ADA (Asociación Dental Americana). Estas regulaciones existen para garantizar calidad en los productos y asegurar que los materiales avalados por estos estándares fueron sometidos a pruebas establecidas en protocolos que se llevan a cabo en todo el mundo y que estas pruebas son reproducibles.¹

En 1859, 26 dentistas se reunieron en las cataratas del Niágara en Nueva York, Estados Unidos, para formar una sociedad profesional llamada Asociación Dental Americana (ADA) compuesto por sociedad de dentistas representativas dedicados a promover altos estándares profesionales e investigación científica.¹⁹

La norma que evalúa a los cementos de ionómero de vidrio actualmente es la 96, anteriormente era la número 66. Esta norma especifica los requerimientos y las pruebas para cementos dentales de polvo/líquido- ácido base con fines de cementación permanente, restauración y revestimiento. La parte 1 especifica los límites de cada una de las propiedades dependiendo si el cemento es para uso de forro, como base o como un medio restaurador. La parte 2 habla de los cementos a base de agua modificados con resina.¹⁹

La ISO es una organización independiente no gubernamental con presencia en 161 estándares nacionales.²⁰

A través de sus miembros, reúne expertos para compartir conocimientos y desarrollar estándares internacionales voluntarios, consensuados y relevantes para los mercados que apoyen la innovación y aporten soluciones a retos globales. La secretaria central se encuentra en Geneva, Suiza.²⁰

La historia de la ISO comenzó en 1946 cuando delegados de 25 países se reunieron en el Instituto de Ingenieros Civiles en Londres y decidieron crear una nueva organización internacional para “*facilitar la coordinación y unificación internacional de estándares industriales*”. El 23 de febrero de 1947 la nueva organización, ISO, inició operaciones oficiales.²⁰

Desde entonces, han publicado cerca de 22209 estándares internacionales cubriendo casi todos los aspectos de tecnología y manufactura.²⁰

En inglés, las siglas para International Organization for Standardization serían “IOS” y en otros idiomas serían distintos. Para que las siglas fueran las mismas, los fundadores decidieron darle el nombre de “ISO” que deriva de *isos*, que significa “igual”.²⁰

Las normas que evalúan a los cementos de ionómero de vidrio actualmente por ISO son la 9917-1 donde se habla de los cementos de ionómero convencionales y la 9917-2 que habla de los CIV modificados con resina.

Definiciones necesarias para interpretar la Norma:

- *Tiempo de mezclado*: Es la parte del tiempo de trabajo requerido para obtener un mezclado satisfactorio de los componentes.²¹

- *Tiempo de colocación*: Periodo de tiempo, medido desde el inicio de la mezcla, durante el cual es posible manipular un material dental sin efectos adversos en sus propiedades.²¹
- *Tiempo de trabajo*: Periodo de tiempo, medido desde el inicio del tiempo de mezclado, hasta que el material ha fraguado de acuerdo al criterio y condiciones especificados en el Anexo A.²¹

El encogimiento no se menciona en la norma ADA 96 ni en la norma ISO 9917. En las normas que hablan de los materiales restauradores a base de polímeros (ISO 4049 y ADA 27) tampoco se habla de encogimiento. Solamente en la edición de 1993 de la ANSI-ADA No. 27 en la página 32 se habla del encogimiento por polimerización y el método para determinarlo que se maneja, el cual utiliza dilatómetro y densidades. Al final, no refiere un parámetro para comparar los resultados del encogimiento.²²

Contracción

Los materiales a base de resina han sido ampliamente usados en la odontología como materiales de restauración por su versatilidad y fácil aplicación. Aunque ha habido grandes avances en las propiedades físico-mecánicas de estos materiales, su contracción inherente y el esfuerzo que esto provoca al polimerizar aún son limitantes.²³

La diferencia entre encogimiento y contracción es que, el encogimiento es un cambio en la relación que existe entre la distancia de las moléculas de monómero libre débilmente unido por fuerzas van Der Waals y la distancia entre los monómeros estrechamente unidos por un enlace covalente en el polímero. En otras palabras, el encogimiento es un cálculo no una medición. Dicho de otra forma es un cambio dimensional de volumen de la masa al ser activada por factores externos, en este caso por una lámpara fotoactivadora, logrando una disminución del volumen del material.²⁴

La polimerización de los composites dentales está acompañada por un encogimiento volumétrico de 1.5 a 5%, lo que ocasiona el desarrollo de un esfuerzo interno.²⁵

Consideraciones de diseño experimental para medir contracción.

Es un objetivo deseable que las investigaciones dentro de los laboratorios recreen las realidades clínicas lo mejor posible. Sin embargo, las restauraciones son hechas con base en los pacientes y su geometría es variada e irregular. Por lo tanto, es preferible usar medidas estandarizadas para examinar especímenes. Estas son consideradas en las normas ISO para biomateriales dentales. Estos métodos deben ser capaces de manejar un rango de viscosidades, temperaturas e irradiancias.²⁶

Las propiedades de transmisión de luz en un espesor fino de las resinas, significa que por lo menos una de las dimensiones de las muestras debería ser lo suficientemente delgada para permitir el paso uniforme de irradiación a través del material. Los perfiles de dureza contra profundidad, sugieren que para la mayoría de las resinas, las muestras en forma de disco de 1mm de espesor suelen ser suficientes para satisfacer estos requerimientos, especialmente si pueden ser irradiados completamente por luz en una orientación perpendicular al diámetro.²⁶

La contracción es una propiedad intrínseca de los materiales a base de resina, que es causada por la aproximación de los monómeros durante la polimerización, en otras palabras, la distancia entre los monómeros se reduce por la conversión de las fuerzas débiles de van Der Waals a uniones covalentes. Sin embargo, la contracción no es el factor más perjudicial, sino el esfuerzo que se genera en la interfase de la restauración con el diente mientras el material está teniendo contracción. Las consecuencias clínicas incluyen microfiltración e hipersensibilidad postoperatoria.²³

El concepto de recuperación (*compliance ratio*) debería ser universal. De manera que se considera la recuperación (*compliance ratio*) de una cavidad clase I, porque es la más reducida de todas ya que es dibujada de manera sencilla como un cilindro de paredes anchas. Dicha cavidad es simplificada como se muestra en la figura 2, con el efecto 3-D que se presenta ignorando el piso.²⁷

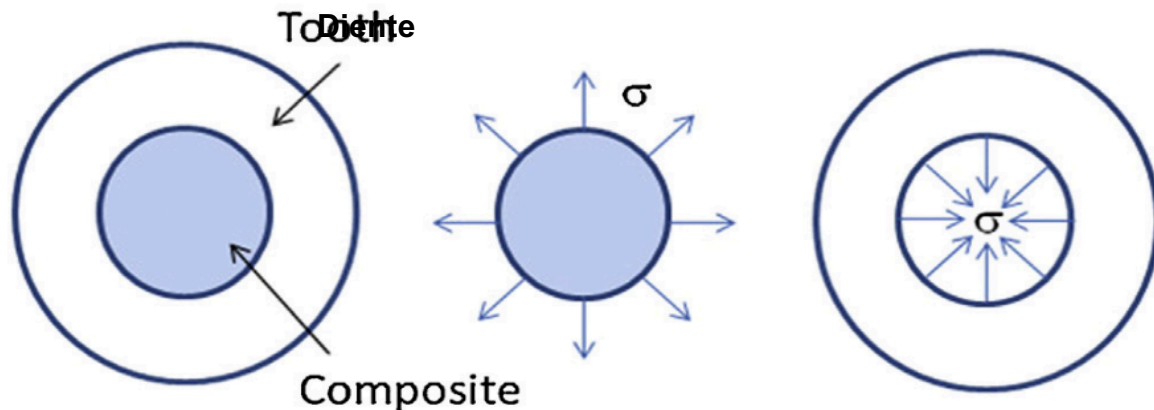


Figura 2.- Modelo de un cilindro de paredes gruesas para un diente con restauración clase I. Tanto la restauración como el diente son sometidos a estrés por tensión.

Parámetros de contracción: existen varios factores de contracción que pueden ser medidos para compararlos con las situaciones clínicas, por ejemplo:

- La dirección de la contracción.
- La magnitud del encogimiento — normalmente, el valor máximo obtenido en un tiempo determinado, expresado como porcentaje (%).
- La cinética de la contracción. Esto puede ser graficado contra tiempo ya sea como encogimiento (%) o como la velocidad de la contracción con unidades %/s o $\mu\text{m/s}$.²⁶

Planteamiento del problema

La contracción de los materiales dentales es un fenómeno inherente a su proceso de fraguado; sin embargo, existe poca información relacionada con este fenómeno en los periodos posteriores al fraguado de los cementos de ionómero de vidrio (CIV) y si esta es continuada en el tiempo, además de que por el tipo de prueba indicada en el control de calidad de la norma 96 de la ADA, y de la ISO 9917-1 y 9917-2 se realiza en condiciones ambientales ausentes de humedad, lo cual no replica el ambiente de la boca. Todas estas interrogantes pueden modificar el comportamiento clínico y por lo tanto comprometer el tratamiento. Un aspecto importante es la composición y forma de polimerización de los cementos de ionómero de vidrio, por esta razón es importante determinar el efecto sobre la contracción de los CIV. En la actualidad están disponibles los CIV modificados con resina, en los cuales el coeficiente de contracción puede ser mayor por la reacción del HEMA en la polimerización, a diferencia de los que no contienen este monómero polimerizable.

En este contexto se plantea la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuál es el porcentaje de contracción en los cementos de ionómero de vidrio después del tiempo de trabajo?

Justificación

Es importante determinar las diferencias entre la contracción del cemento de ionómero de vidrio convencional y el modificado con resina o fotopolimerizable y si existe o no este fenómeno durante su polimerización después del tiempo de trabajo indicado por el fabricante.

El cemento de ionómero de vidrio es utilizado en odontología como medio cementante de coronas, postes, así como material de restauración provisional en odontopediatría y operatoria. La contracción del material supone un riesgo mayor al fracaso de los tratamientos debido a la microfiltración.

Los cementos de ionómero de vidrio requieren humedad para su fraguado y pueden absorber agua de los túbulos dentinarios durante el proceso. ¹⁰

No existen datos que hablen del comportamiento de estos cementos posterior a su tiempo de trabajo.

Objetivos

General.

Conocer la contracción en los cementos de ionómero de vidrio posterior al tiempo de trabajo independiente a su forma de activación.

Específicos.

Conocer el efecto de la humedad en la polimerización de los cementos de ionómero de vidrio.

Determinar la contracción que existe en los cementos de ionómero de vidrio que han sido modificados con resina.

Determinar la contracción que existe en los cementos de ionómero de vidrio convencionales.

Identificar las diferencias en la contracción de tres cementos de ionómero de vidrio.

Hipótesis

De trabajo.

La contracción posterior al tiempo de trabajo en los cementos de ionómero de vidrio según su forma de polimerización es diferente en un medio acuoso.

Nula.

La contracción posterior al tiempo de trabajo en los cementos de ionómero de vidrio según su forma de polimerización es igual en un medio acuoso.

Variables

Variable	Tipo de Variable	Identificación	Operacionalización	Escala de medición
Contracción de fraguado	Dependiente	V. Cuantitativa discontinua,	Es el cambio dimensional de un material de CIV a través de la transducción desde el momento que termina el tiempo de trabajo y hasta 60 minutos después. Se mide en mV.	Escala de Intervalo
Forma de activación	Independiente	V. Cualitativa nominal	Es el tipo de reacción que produce el endurecimiento de la mezcla de polvo líquido de CIV. Puede ser autoactivado o fotoactivado.	Escala nominal

Material y Método.

Recursos

Materiales

- Kit de encogimiento por contracción según ISO 96.
- Anillos de bronce de 2.00 milímetros de altura.
- Anillos de bronce de 1.23 milímetros de altura.
- Ionómero de vidrio KETAC Molar (3M[®], Germany).
- Cápsulas de ionómero de vidrio de alta viscosidad Riva Self Cure (SDI[®], Australia).
- Aplicador Riva (SDI[®], Australia).
- Ionómero de vidrio Vitrebond plus (3M[®], Germany)
- Lámpara para fotopolimerizar (bluephase, Ivoclar Vivadent[®])
- Lentes de protección para fotopolimerización.
- Máquina amalgamadora Silamat[®] S5 de Ivoclar Vivadent[®].
- Portaobjetos Knittel Glasser[®].
- Cubreobjetos.
- Espátula CSNT 5 de teflón (Hu-Friedy[®], USA).
- Espátula CS 24 de teflón (Hu-Friedy[®], USA).
- Saliva artificial (FO, UNAM)
- Jeringa para insulina (Plastipak[®], México)
- Gato hidráulico para laboratorio.
- Blocks de papel encerado (3M[®], Germany)
- Vernier digital Mitutoyo[®]

Físicos

Equipos.

- Balanza analítica (Ohaus®, USA)
- Desktop HP (Hewlet Packard®, México)
- Sistema de medición de contracción (Pico®, UK)
- Soporte para lámpara.
- Higrómetro

Humanos

Tesista: Cecilia Cuellar Angeles.

Director: Dr. Miguel Ángel Araiza Téllez.

Asesor: Dr. Carlos Andrés Álvarez Gayosso.

Recursos financieros

Los materiales fueron cubiertos por el tesista con fondos propios.

Infraestructura

Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales y Biomateriales, División de Estudios de Posgrado e Investigación, Facultad de Odontología, Universidad Nacional Autónoma de México.

Método

Calibración de equipo de contracción.

Con la finalidad de estandarizar el manejo del equipo de contracción, se realizaron suficientes ensayos de la siguiente manera:

El material (resina compuesta) se colocó sobre un portaobjetos de vidrio, posteriormente se puso un anillo circular de bronce, con diámetro de 20mm y 1.23mm de altura (figura 3); todo fue llevado a una balanza analítica para determinar el peso de la masa, la cual debería estar entre 0.12g y 0.17g.

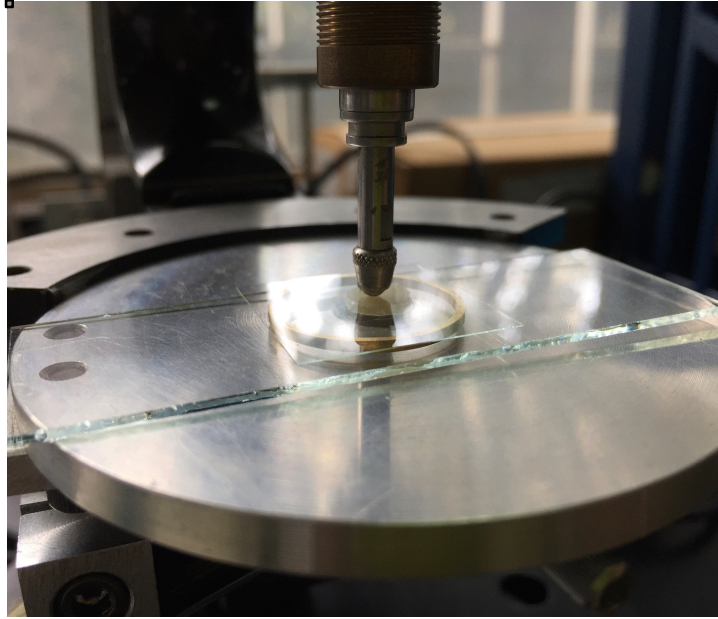
□



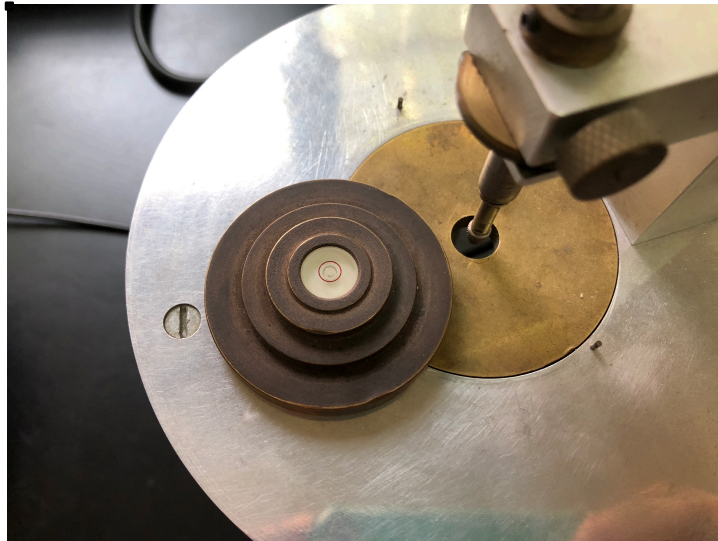
Figura 3.- Anillo de bronce de 1.23mm de altura medido con Vernier digital.

Fuente: directa.

Una vez determinado el peso de la masa (en centésimas de gramo), se colocó en la platina del sistema para determinar la contracción (figura 4), el cual previamente había sido nivelado (figura 5). Una vez centrada la masa sobre el canal de polimerización, se procedió a colocar un cubreobjetos de 20X20mm. sobre la muestra y se presionó suavemente encima del anillo con otro cubreobjetos para que el contacto fuera simultáneo y así obtener una muestra de 1.23mm de grosor.



**Figura 4.- Portaobjetos con masa, anillo de bronce y cubreobjetos sobre platina.
Fuente: directa.**



**Figura 5.- Nivelación de la base del equipo.
Fuente: directa.**

La figura 6 se muestra el montaje del sistema de prueba y la colocación del transductor.

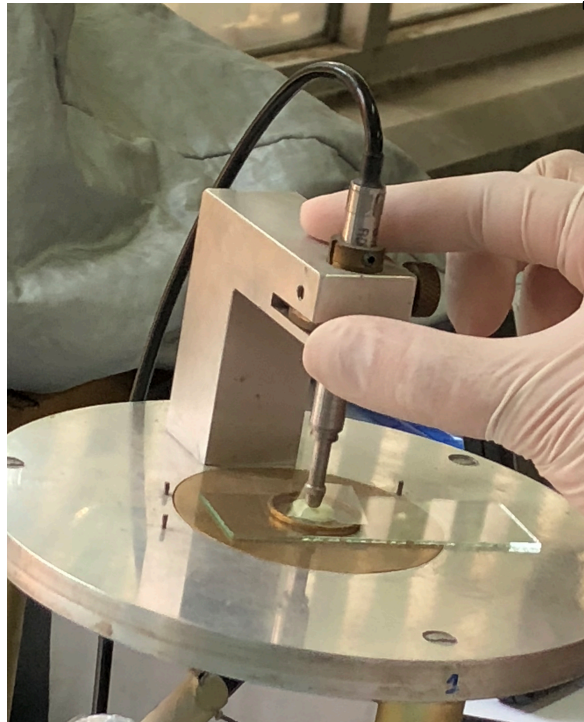


Figura 6.- Muestra colocada con punta de transductor en posición correcta.

Fuente: directa.

Para iniciar la prueba se ajustó el transductor a los valores de mV en el rango de 0-200 mV; y en caso necesario, se ajustó con las perillas ubicadas en el soporte (figura 7). Ya obtenido un valor dentro del rango establecido, se corrió la prueba en el mismo momento que se activó la lámpara de fotopolimerización Bluephase® (Ivoclar®, Alemania) con intensidad estandarizada de 600 mW/cm^2 , durante 300 segundos. Los datos obtenidos fueron analizados en el programa Pico® y se transfirieron a Excel®, donde se generaron los gráficos de cada una de las muestras.

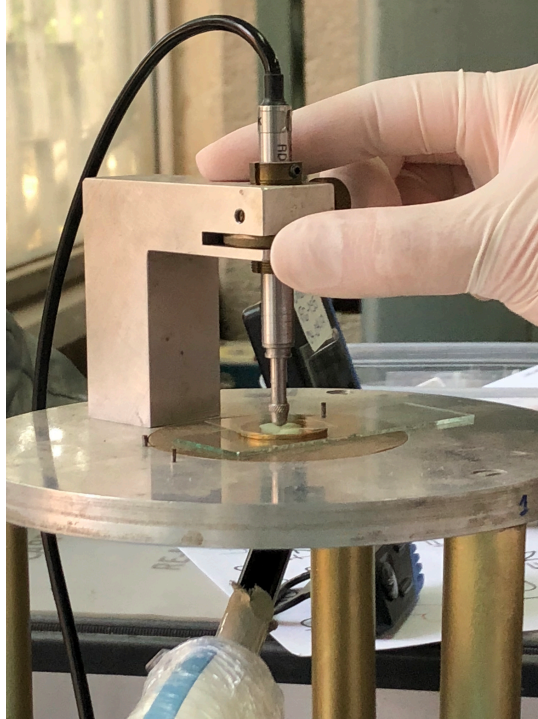


Figura 7.- Se coloca la punta cuidadosamente y se ajustan los valores.

Fuente: directa.

Se obtuvieron las gráficas correspondientes y se guardaron como referencia al comportamiento de contracción.

Cada muestra se guardó y etiquetó en bolsas individuales.

Preparación de muestras.

Se analizaron tres tipos de ionómero de vidrio: dos CIV autocurables que son KETAC Molar (3M[®], Germany) y cápsulas de ionómero de vidrio de alta viscosidad Riva Self Cure (SDI[®], Australia), y un CIV fotocurable que es Vitrebond plus (3M[®], Germany).

Se hicieron 20 muestras de cada material; 10 muestras con saliva artificial y 10 muestras sin saliva artificial. Cada muestra tuvo una duración de 3600 segundos

(una hora), y los materiales se manipularon según las indicaciones de cada fabricante.

Muestras de Ketac molar®:

Como se observa en la figura 8, el material es presentado por el fabricante en un frasco con polvo y un envase con líquido que se dispensa por goteo. El fabricante incluye una cucharilla para la dosificación del polvo.



Figura 8.- Presentación comercial de Ketac molar®.

Fuente: directa.

Antes de empezar con la preparación de las muestras, se pesaron el polvo y el líquido en las proporciones señaladas por el fabricante (figura 9): una cucharada enrasada y 1 gota, así durante 5 ocasiones, obteniendo una media de los valores, los cuales se menciona en la tabla 2:

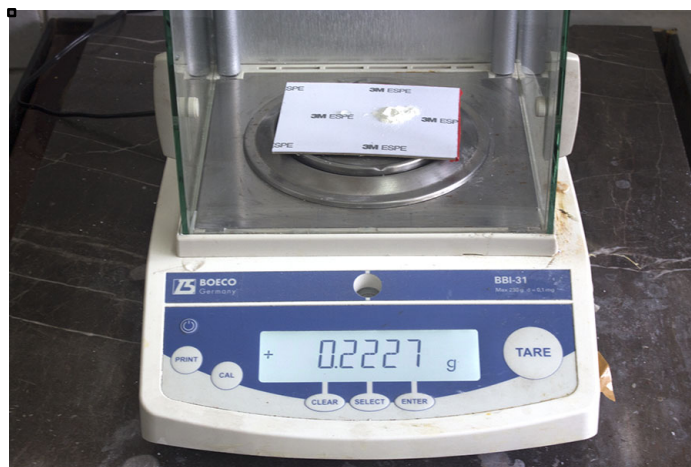


Figura 9.- Pesaje de polvo y líquido de Ketac Molar®.

Fuente: directa.

	Peso	Total
Polvo	0.1593 g	0.2224 g
Líquido	0.0631 g	

Tabla 2.- Peso de polvo, líquido y total de Ketac molar® (valor medio)n=5.

Al mezclar el polvo con el líquido, se tuvo una “pérdida” del material al quedarse en la loseta y la espátula con la que se mezcló, así como productos o “vapores”, por lo que el valor final del peso fue de 0.1621 g.

Se colocaron las medidas en la loseta de papel encerado incluido en el paquete de Ketac molar (3M®) y se mezcló polvo y líquido durante 30 segundos con una espátula CS 24 de teflón (Hu-Friedy®, USA). La mezcla se llevó al portaobjetos y se colocó alrededor un anillo de 2mm de altura (figura 10) para que las muestras tuvieran esta medida. Se cubrió la muestra con un cubreobjetos y se presionó uniformemente con otro portaobjetos para obtener un grosor uniforme. Todo el conjunto se llevó a la base y la punta del transductor se colocó delicadamente.

Se cuidó que los valores que arrojará la máquina estuvieran dentro del rango de 0-200mV y se comenzó la grabación a los 1:30 minutos, dejando correr la prueba durante 3600 segundos (una hora).



Figura 10.- Anillo de bronce de 2mm de altura medido con vernier digital.

Fuente: directa.

Para cada muestra se registraron los valores de humedad y temperatura mientras se grababa la muestra.

Al terminar la prueba se obtuvieron gráficas que fueron guardadas en formato *.p/w* y *.txt* . Cada muestra se guardó y etiquetó individualmente.

Muestras de Riva Self cure®

Se utilizaron cápsulas predosificadas, una por cada muestra (figuras 11 y 12).



**Figura 11.- Cápsulas de Riva Self cure® y dispensador.
Fuente: directa.**



**Figura 12.- Cápsula predosificada de Riva self cure®.
Fuente: directa.**

Las cápsulas tienen un émbolo inferior que se presionó para colocarlo posteriormente en la máquina amalgamadora Silamat® S5 de Ivoclar Vivadent® (figura 13) para que el contenido se mezclara durante 10 segundos.



Figura 13.- Máquina amalgamadora con cápsula de Riva self cure® colocada.

Fuente: directa.

- Se retiró la cápsula ya mezclada de la máquina y se colocó en el aplicador Riva® (SDI®, Australia) para su colocación (figura 14).

□



Figura 14.- Aplicador Riva® de SDI® con cápsula Riva self cure® cargada.

Fuente: directa.

La mezcla se llevó al portaobjetos y se colocó en el centro de un anillo de bronce de 2mm de altura y 20mm de diámetro (figura 15). Se cubrió la muestra con un cubreobjetos cuadrado de 25x25mm y se presionó uniformemente con otro portaobjetos para obtener un grosor uniforme. Todo el conjunto se llevó a la base y la punta del transductor se colocó delicadamente. Se cuidó que los valores que arrojará la máquina estuvieran dentro del rango de 0-200mV y se comenzó el registro de los cambios de mV a los 1.5 minutos desde el inicio de la mezcla. El tiempo total de registro fue de 3600 segundos.

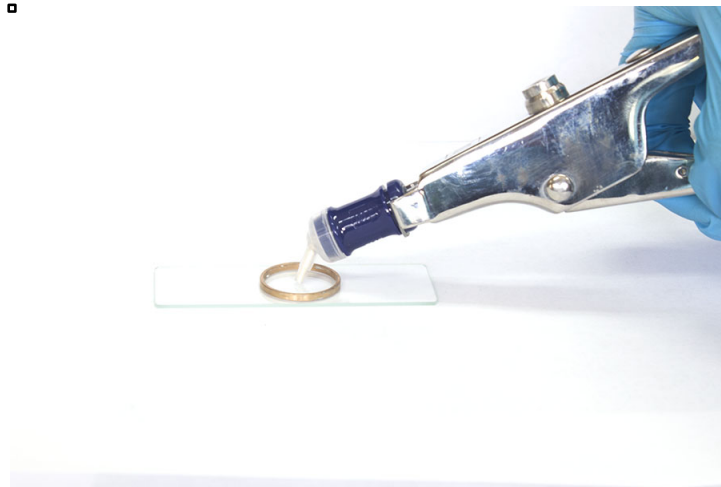


Figura 15.- Se coloca el material en el portaobjetos.

Fuente: directa.

Para cada muestra se registraron los valores de humedad y temperatura mientras se grababa la muestra.

Al terminar la prueba se obtuvieron gráficas que fueron guardadas en formato *.p/w* y *.txt* . Cada muestra se guardó y etiquetó individualmente (figura 16).

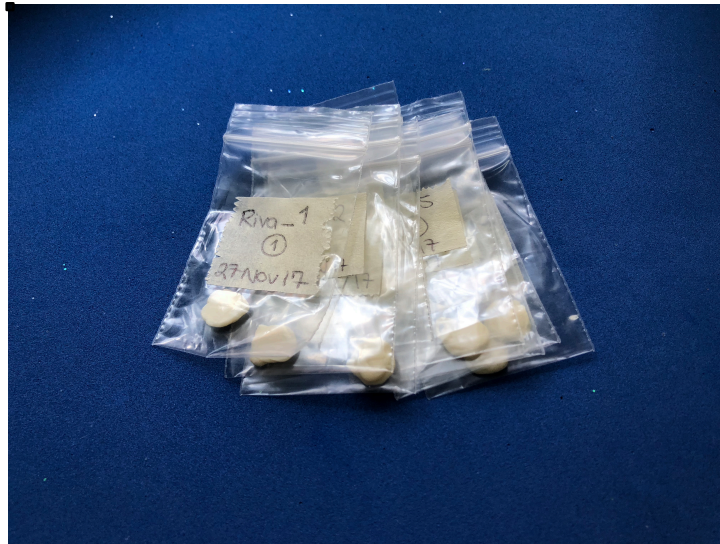


Figura 16.- Muestras de Riva Self cure® en bolsas individuales.

Fuente: directa.

Muestras de Vitrebond plus®.

Vitrebond plus® es un sistema de dos componentes (pasta y líquido) en un sistema que permite el dispensado simultáneo de cada componente (figura 17).



Figura 17.- Presentación de Vitrebond plus®.

Fuente: directa.

Se colocaron ambos componentes en la loseta de papel encerado contenidos en el paquete del CIV (figura 18) y se mezclaron durante 15 segundos con una espátula CS 24 de teflón (Hu-Friedy®, USA) hasta obtener una consistencia suave y aspecto brillante.



Figura 18.- Vitrebond plus® dispensado en block de papel encerado.

Fuente: directa.

La mezcla se llevó al portaobjetos y se colocó alrededor un anillo de 1.23mm de altura para que las muestras tuvieran esta medida, ya que el fabricante indica que las capas deben medir no más de 1.5mm de grosor para su fotopolimerización.

Se cubrió la muestra con un cubreobjetos y se presionó uniformemente con otro portaobjetos para obtener un grosor uniforme. Todo el conjunto se llevó a la base y la punta del transductor se colocó delicadamente. Se cuidó que los valores que arroja la máquina estuvieran dentro del rango de 0-200mV y se comenzó la grabación a los 2:30 minutos (ya que es el tiempo mínimo de trabajo que indica el fabricante) y se encendió la lámpara de fotopolimerización simultáneamente (figura 19). Se dejó correr la prueba durante 3600 segundos (una hora).

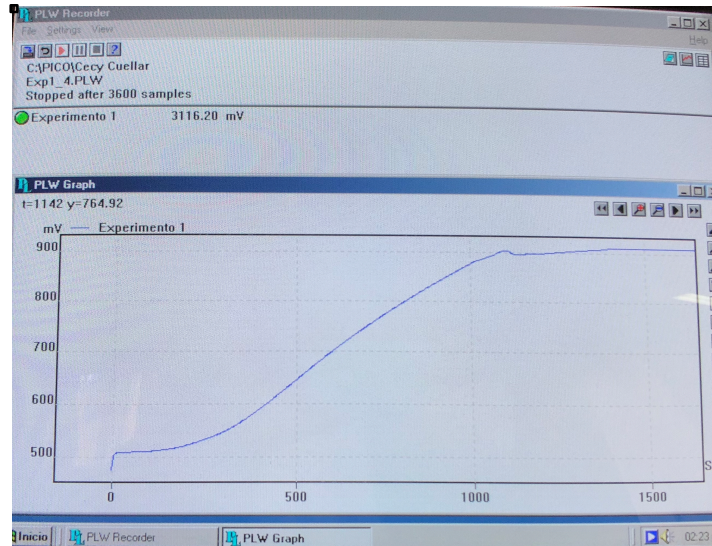


Figura 19.- Pantalla donde se muestra el inicio del registro de la prueba.

Fuente: directa.

Para cada muestra se registraron los valores de humedad y temperatura mientras se grababa la prueba.

Al terminar la prueba se obtuvieron gráficas que fueron guardadas en formato *.plw* y *.txt* . Cada muestra se guardó y etiquetó individualmente.

Prueba en ambiente seco.

Para esta prueba, sólo se registraron los valores de humedad y temperatura. No se agregó nada a la muestra.

Prueba en ambiente húmedo.

Se utilizó saliva artificial elaborada de acuerdo a la fórmula que se utiliza en el laboratorio de Materiales Dentales en la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología, UNAM (figura 20).



Figura 20.- Saliva artificial elaborada en el laboratorio de materiales dentales, DEPEI, UNAM.

Fuente: directa.

Para facilitar la colocación de la saliva artificial alrededor de la muestra, se realizó una muesca en el cubreobjetos con una fresa de diamante de alta velocidad (figura 21).



Figura 21.- Muesca realizada en el cubreobjetos.

Fuente: directa.

Para las muestras de KETAC Molar[®], se tomó la relación polvo- líquido 1:1 y se mezcló durante 30 segundos, empezando la grabación colocando las muestras entre 1:30 y 2 minutos a partir del inicio de la mezcla. Para las 10 muestras con saliva, se aplicaron 10mL de saliva artificial en el minuto 7, ya que la prueba se estaba corriendo. Los 10mL de saliva se colocaron a través de la muesca previamente creada en el cubreobjetos con una jeringa hipodérmica para insulina alrededor de la muestra hasta que quedó rodeada en su totalidad por saliva (figura 22).

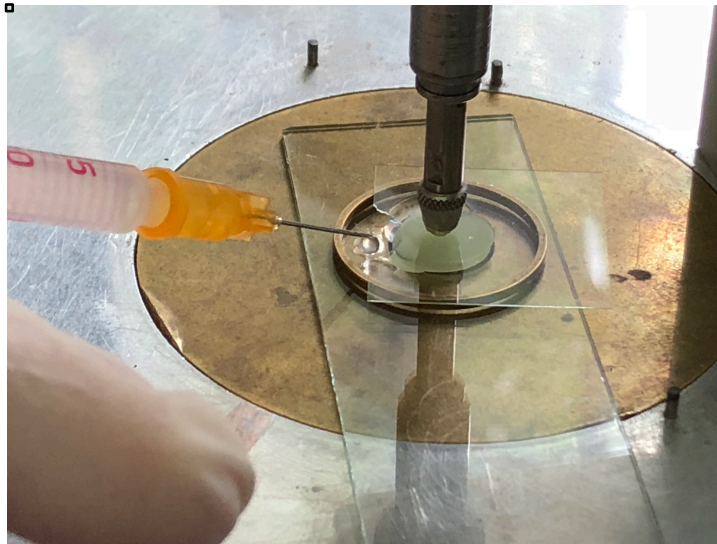


Figura 22.- Saliva artificial siendo colocada alrededor de la muestra.

Fuente: directa.

Cada muestra se guardó y etiquetó en bolsas selladas individualmente como se muestra en la figura 23.



Figura 23.- Muestras de Ketac molar® en bolsas individuales.

Fuente: directa.

En las muestras realizadas con Riva Self Cure®, se utilizó una cápsula predosificada por muestra. Se mezcló en una amalgamadora durante 10 segundos y el material se dispensó con la pistola de SDI® diseñada para este fin. El inicio de la grabación fue entre el minuto 1.5 y 2 a partir del inicio de la mezcla. Para las muestras con saliva, se aplicaron 10mL de saliva artificial en el minuto 7, ya que la prueba se está corriendo. Los 10mL de saliva se colocaron a través de la muesca creada en el cubreobjetos con una jeringa hipodérmica para insulina alrededor de la muestra hasta que quedó rodeada en su totalidad por saliva. Cada muestra se guardó y etiquetó en bolsas selladas individualmente como se observa en la figura 24.



Figura 24.- Muestras de Riva self cure® en bolsas individuales.

Fuente: directa.

Finalmente, las muestras con Vitrebond plus 3M® se realizaron con 2 “clics” predosificados del material, como se muestra en la figura 25.



Figura 25.- Dos “clics” dispensados en una loseta de papel.

Fuente: directa.

El inicio de la grabación se comenzó en el minuto 2:30 a partir del inicio de la mezcla junto con el disparo de la lámpara de fotopolimerización Bluephase (Ivoclar Vivadent®, Germany) que tuvo una duración de 20 segundos. Para las muestras con saliva, se aplicaron 10mL de saliva artificial en el minuto 7, ya que la prueba se está corriendo. Los 10mL de saliva se colocaron a través de una muesca creada en el cubreobjetos con una jeringa hipodérmica para insulina alrededor de la muestra hasta que quedó rodeada en su totalidad por saliva. Cada muestra se guardó y etiquetó en bolsas selladas individualmente (figura 26).

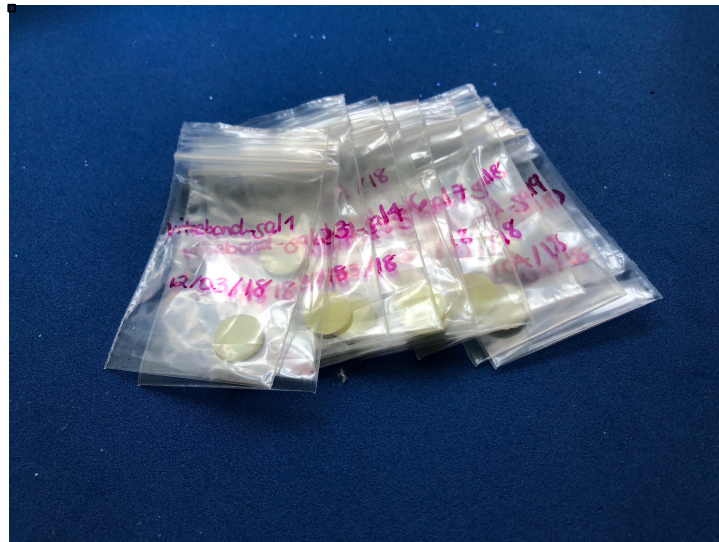


Figura 26.- Muestras de Vitrebond plus® en bolsas individuales.

Fuente: directa.

Fórmula para determinación del encogimiento (%S).

Para calcular el encogimiento (%S) en los cementos de ionómero de vidrio, se utilizaron los datos de la gráfica generada por la reacción de polimerización (Gráfica 1), en la cual se calcula la pendiente que representa la velocidad de polimerización (R_p), que es la relación de cambios de voltaje en función del tiempo expresado en μm . Para calcular el R_p se utilizó la siguiente fórmula:

$$R_p = m(k)$$

Donde:

R_p = Velocidad de polimerización en $\mu\text{m}/\text{min}$.

m = Pendiente de la sección lineal de la curva de polimerización en $\%/s$.

k = constante de conversión de $\%/s$ a $\mu\text{m}/\text{min}$ (747)

El cálculo de m se realizó mediante la siguiente fórmula:

$$m = \frac{(y_f - y_i)}{(x_f - x_i)}$$

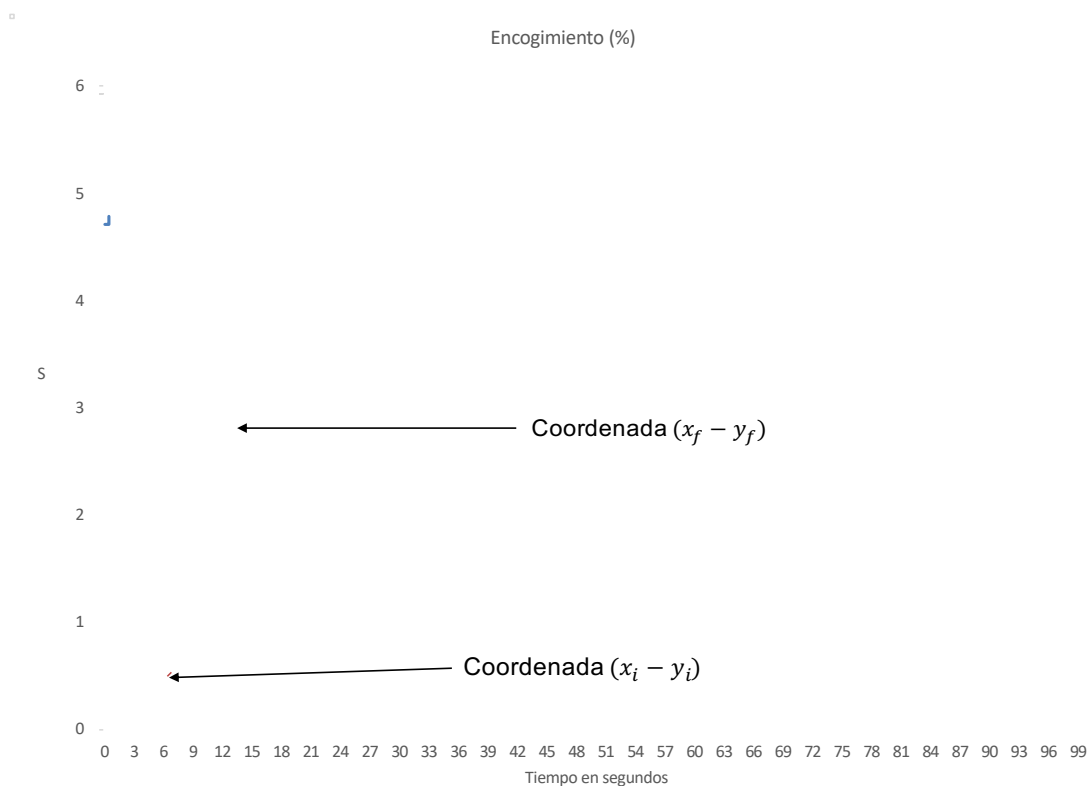
Donde:

y_f = valor de la y final de la pendiente en %.

y_i = valor de la y inicial de la pendiente en %.

x_f = valor de la x final de la pendiente en s.

x_i = valor de la x inicial de la pendiente en s.



Gráfica 1.- Comportamiento de la reacción de polimerización de cemento de ionómero de vidrio modificado con resina.

Posteriormente, el valor obtenido se multiplicó por el factor de conversión k (747).

A partir de los valores obtenidos de la pendiente, se puede obtener el porcentaje de encogimiento en cualquier punto de la curva, de manera que este porcentaje (%S) se obtiene a partir del cálculo de ΔL , la cual es la relación del cambio dimensional durante el proceso químico.

$$\Delta L = L_i - L_f$$

donde $L_i = 1.24 \text{ mm}$ ($1240 \mu\text{m}$)

$$L_f = \frac{V_f - V_i}{K}$$

donde:

V_f = es el voltaje (mV) en cualquier segundo.

V_i = es el voltaje (mV) al inicio de la medición.

K = es la constante de calibración entre milivoltaje y micras ($17.46 \frac{\text{mV}}{\mu\text{m}}$)

$$S = \frac{100\Delta L}{L_0} = \frac{100(\Delta L)}{1240}$$

En cada gráfica se ubicaron los puntos más altos en el eje y , lo cuál indica el mayor encogimiento que alcanzó cada cemento en las pruebas.

El punto más alto en la coordenada (x, y) se tomó como el 100% del encogimiento en cada una de las 60 pruebas. Basándose en el valor que este punto arrojó, se procedió a calcular el 25%, 50%, 75%, 90% y 95% del encogimiento utilizando una regla de tres. Una vez obtenidos los valores para cada porcentaje, se localizó el valor más aproximado en los valores de las gráficas generadas por Excel® para relacionarlos con el tiempo (segundos).

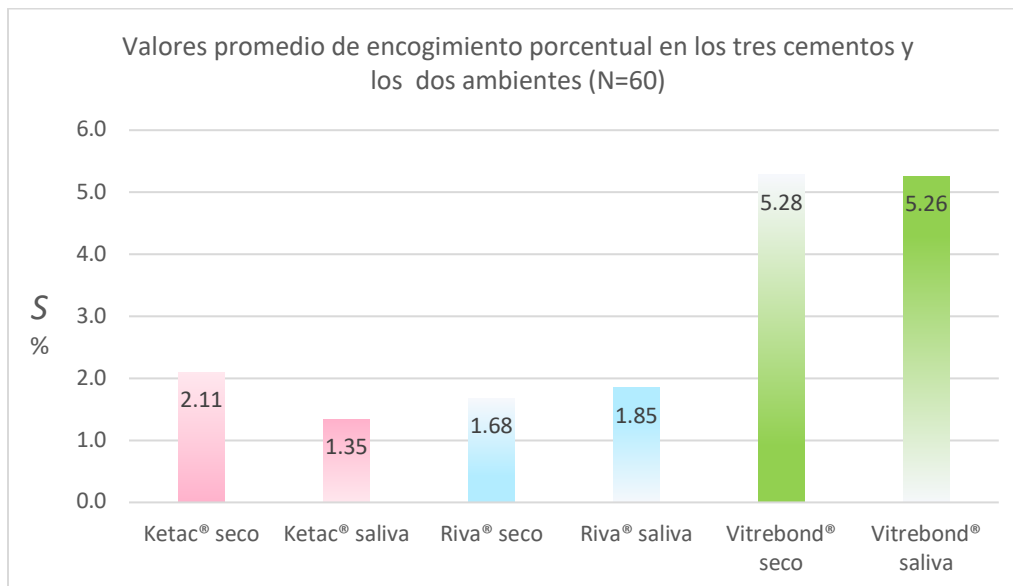
Después de localizar los valores de tiempo correspondiente a los porcentajes de encogimiento, se vaciaron en una tabla cada material en ambos ambientes.

Se calcularon las medias de los tres materiales en ambos ambientes y se analizaron comparando los materiales en intergrupos en cuanto a su encogimiento y tiempo.

Resultados

El encogimiento (S) fue determinado por el análisis de los gráficos generados por el programa PICO® (archivos p/w) que al ser transformados en archivos Excel® permiten conocer el momento en que ocurrió el encogimiento. Los datos fueron organizados en una hoja de cálculo (Microsoft Excel®, USA) y después organizados por grupos en el programa SPSS® (Statistical Package for Social Sciences, IBM®, USA) donde se determinó la distribución mediante las medidas de dispersión y tendencia central, así como gráficas para su análisis. Se determinó el porcentaje de encogimiento ($\%S$) y la velocidad de polimerización (R_p) de cada uno de los materiales. Para determinar las asociaciones entre los grupos se utilizó el análisis de varianza, con un nivel de significancia < 0.05 .

La gráfica 2 muestra los valores promedio generales de los tres cementos de ionómero de vidrio tanto en ambiente seco como en ambiente húmedo. Se observa que el material que tuvo mayor encogimiento fue el Vitrebond plus®, tanto en ambiente húmedo (5.26%) como seco (5.28%). Los valores se muestran en la tabla 3.

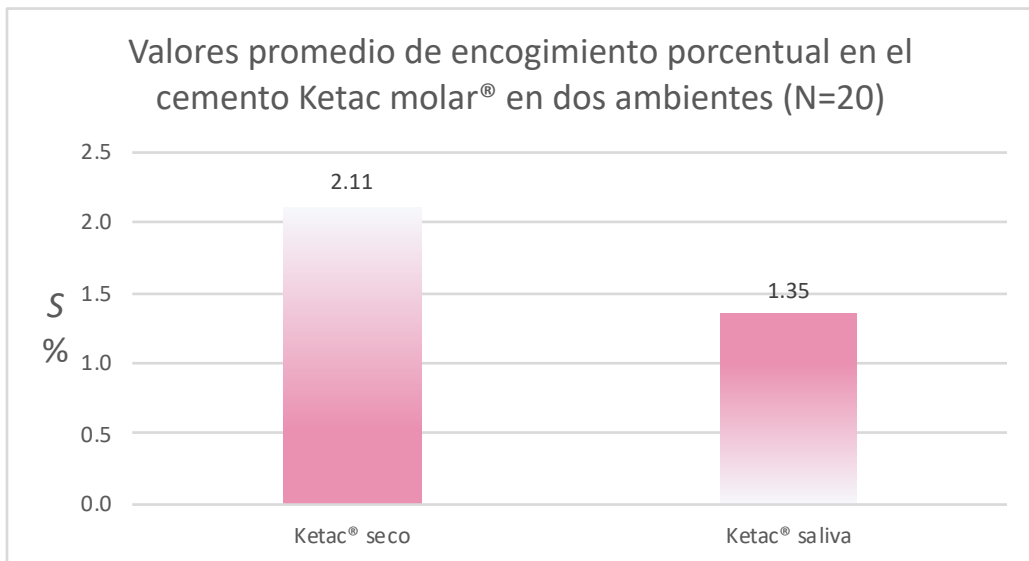


Gráfica 2.- Valores promedio de encogimiento porcentual en los tres cementos y ambos ambientes usados.

	Ketac® seco	Ketac® saliva	Riva® seco	Riva® saliva	Vitrebond® seco	Vitrebond® saliva
media	2.11	1.35	1.68	1.85	5.28	5.26

Tabla 3.- Valores promedio de encogimiento porcentual en tres cementos y dos ambientes (N=60).

En la gráfica 3 se observa que el cemento Ketac molar® en ambiente seco tuvo un mayor encogimiento (2.11%) que en el ambiente húmedo (1.35%). La tabla 4 muestra los valores graficados donde la diferencia que existe entre los porcentajes de encogimiento en ambos ambientes es de 0.76%.

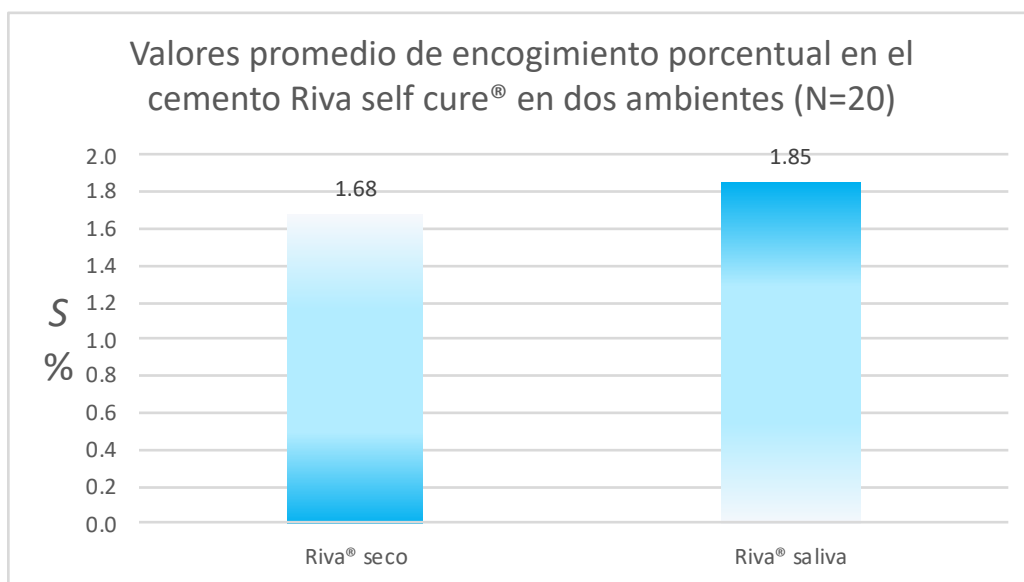


Gráfica 3.- Valores promedio de encogimiento porcentual en el cemento Ketac molar® en dos ambientes.

	Ketac® seco	Ketac® saliva
Media	2.11	1.35

Tabla 4.- Valores promedio de encogimiento porcentual en el cemento Ketac molar® en ambos ambientes (N=20).

En la gráfica 4 se observa que el cemento Riva self cure® en ambiente húmedo tuvo un mayor encogimiento (1.85%) que en el ambiente seco (1.68%). La tabla 5 nos muestra los valores graficados donde la diferencia que existe en los porcentajes de encogimiento entre ambos ambientes es de 0.17%, siendo menor el encogimiento en ambiente seco, a diferencia de Ketac molar®, donde el encogimiento fue menor en ambiente húmedo.

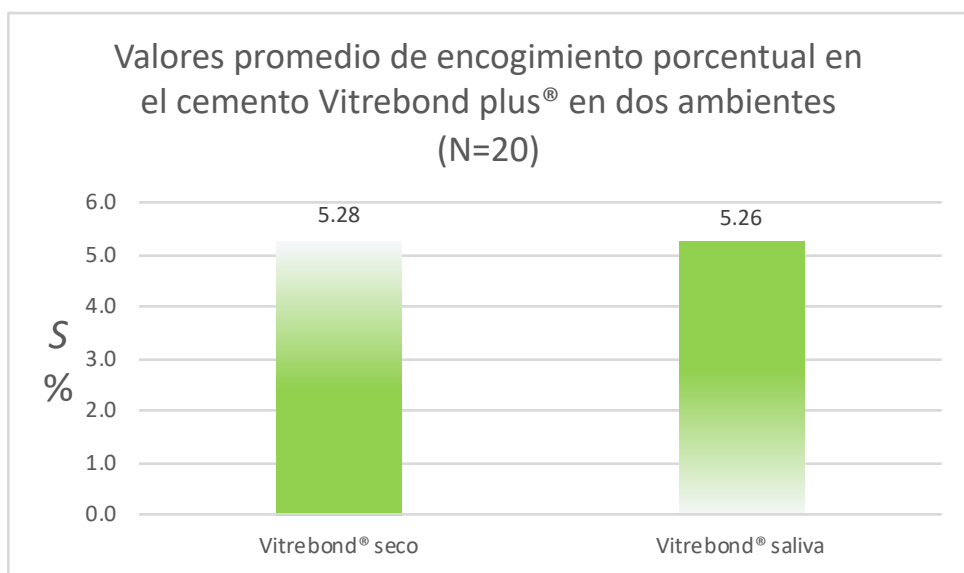


Gráfica 4.- Valores promedio de encogimiento porcentual en el cemento Riva self cure® en dos ambientes.

	Riva® seco	Riva® saliva
Media	1.68	1.85

Tabla 5.- Valores promedio de encogimiento porcentual en el cemento Riva self cure® en ambos ambientes (N=20).

En la gráfica 5 se observa que el cemento Vitrebond plus® en medio seco tuvo un mayor encogimiento (5.28%) que en el ambiente con saliva (5.26%), aunque la diferencia es muy poca (0.02%). La tabla 6 muestra los valores graficados. Al ser comparados con los materiales anteriores, el encogimiento que presenta este material es tres veces más que Ketac molar® y Riva self cure®, independientemente del ambiente, aunque es el que se mantiene prácticamente igual en ambos ambientes, pero con mayor encogimiento.

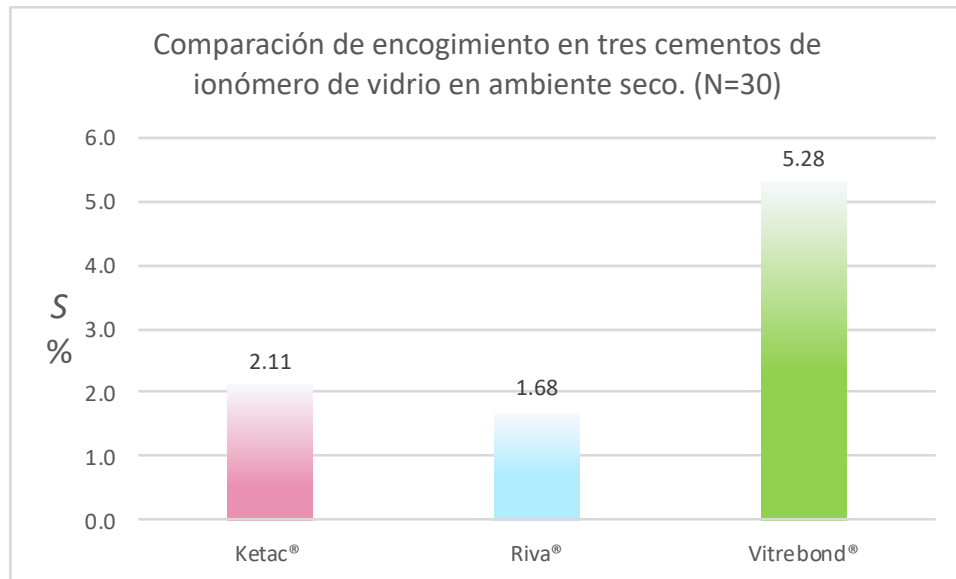


Gráfica 5.- Valores promedio de encogimiento porcentual en el cemento Vitrebond plus® en dos ambientes.

	Vitrebond® seco	Vitrebond® saliva
Media	5.28	5.26

Tabla 6.- Valores promedio de encogimiento porcentual en el cemento Vitrebond plus® en ambos ambientes (N=20).

En la gráfica 6 se observa el encogimiento de los tres cementos de ionómero de vidrio en ambiente seco, donde Vitrebond plus® tuvo el mayor encogimiento (5.28%), mientras que Ketac molar® tuvo 2.11% y Riva self cure® 1.68%. La tabla 7 muestra los valores graficados. Vitrebond plus® tuvo un encogimiento tres veces mayor a los dos cementos con que se comparó.

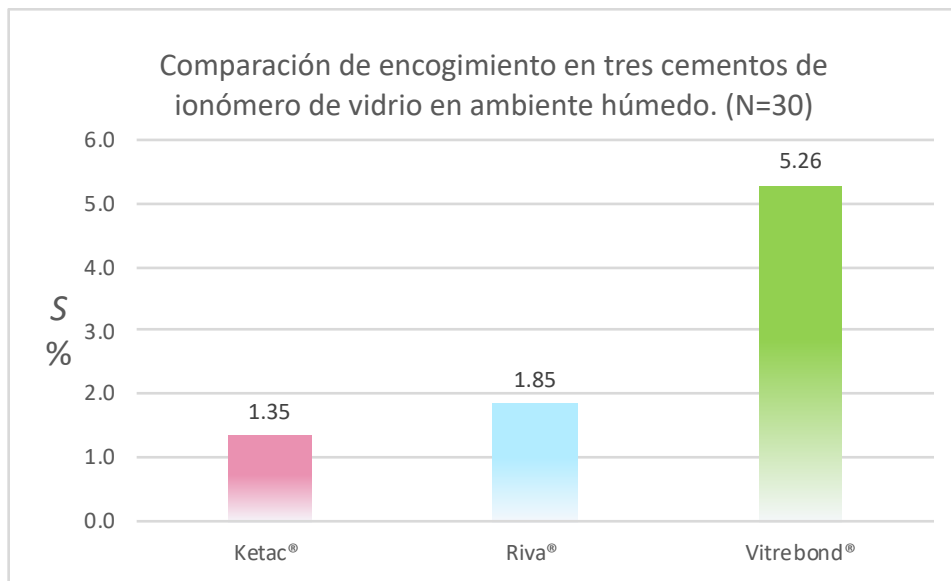


Gráfica 6.- Gráfica comparativa de encogimiento en tres cementos de ionómero de vidrio en ambiente seco.

Ambiente sin saliva			
	Ketac®	Riva®	Vitrebond®
Media	2.11	1.68	5.28

Tabla 7.- Valores promedio de encogimiento porcentual en tres cementos de ionómero de vidrio en ambiente seco (N= 30).

En la gráfica 7 se observa el encogimiento que se presentó en los tres cementos de ionómero de vidrio en ambiente húmedo (saliva), donde Vitrebond plus® tuvo el mayor encogimiento con 5.26%, mientras que Riva self cure® 1.85% y Ketac molar® tuvo 1.35%. En la tabla 8 se muestran los valores graficados. Vitrebond plus® tuvo un encogimiento cercano 4 veces mayor a los dos cementos con que se comparó.

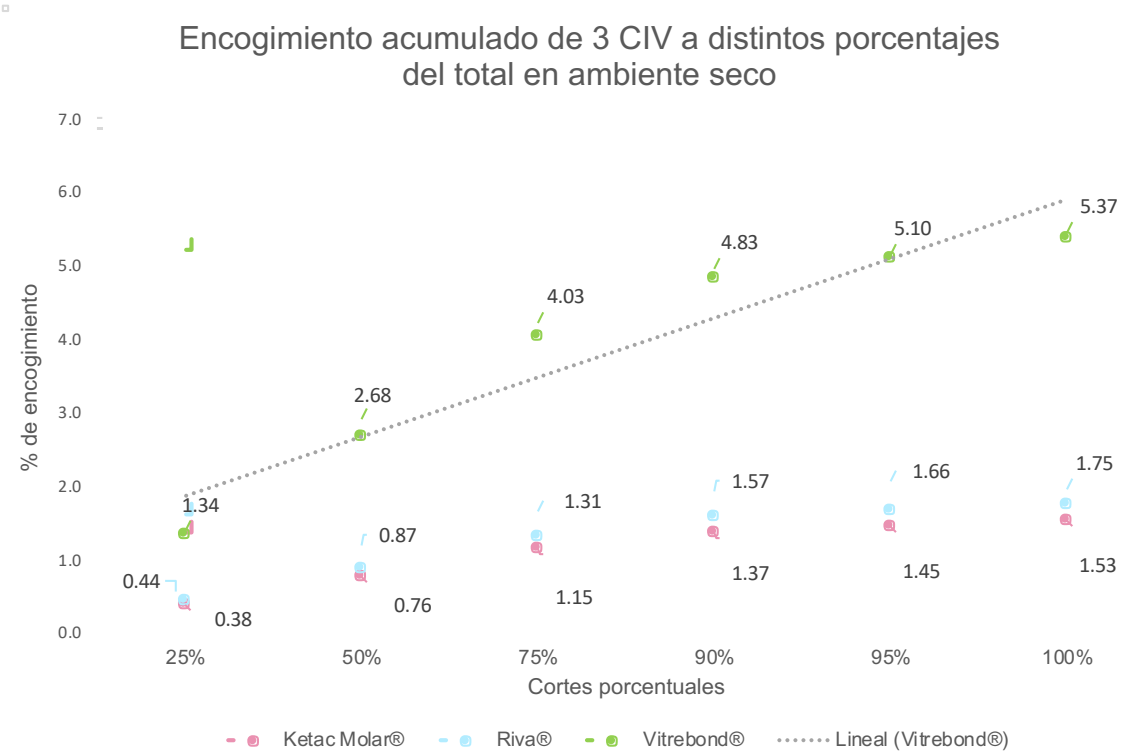


Gráfica 7.- Gráfica comparativa de encogimiento en tres cementos de ionómero de vidrio en ambiente húmedo.

Ambiente con saliva			
	Ketac®	Riva®	Vitrebond®
Media	1.35	1.85	5.26

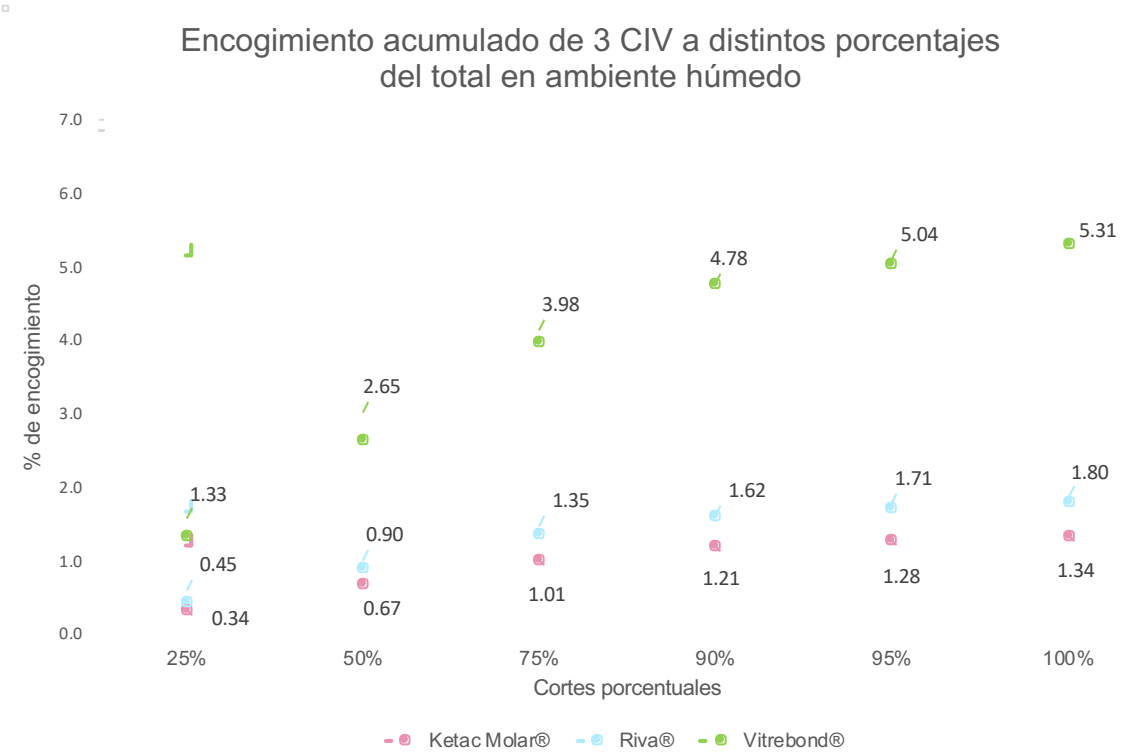
Tabla 8.- Valores promedio de encogimiento porcentual en tres cementos de ionómero de vidrio en ambiente húmedo (N= 30).

En la gráfica 8 se observan las curvas de encogimiento acumulado; en el eje vertical se encuentra la escala del %S y se le relaciona con los cortes porcentuales (25%, 50%, 75%, 90%, 95% y 100%) que tuvieron los cementos de ionómero de vidrio probados. El encogimiento fue mayor en Vitrebond plus® que en los otros dos cementos, los cuales presentaron un comportamiento similar. Es importante mencionar que la reacción fue calculada en el total del tiempo de registro, es decir 3600 segundos, lo que adquiere importancia al considerar que el Ketac molar® y el Riva self cure® tuvieron un encogimiento menor que Vitrebond plus®.



Gráfica 8.- Gráfica comparativa del encogimiento de tres cementos de ionómero de vidrio a distintos porcentajes del total en ambiente seco.

En la gráfica 9 se observan las curvas de encogimiento acumulado; en el eje vertical se encuentra la escala del %S y se le relaciona con los cortes porcentuales (25%, 50%, 75%, 90%, 95% y 100%) que tuvieron los cementos de ionómero de vidrio probados. El encogimiento fue mayor en Vitrebond plus® que en los otros dos cementos, los cuales presentaron un comportamiento similar. Es importante mencionar que la reacción fue calculada en el total del tiempo de registro, es decir 3600 segundos, lo que adquiere importancia al considerar que Ketac molar y Riva self cure tuvieron un encogimiento menor que Vitrebond plus.



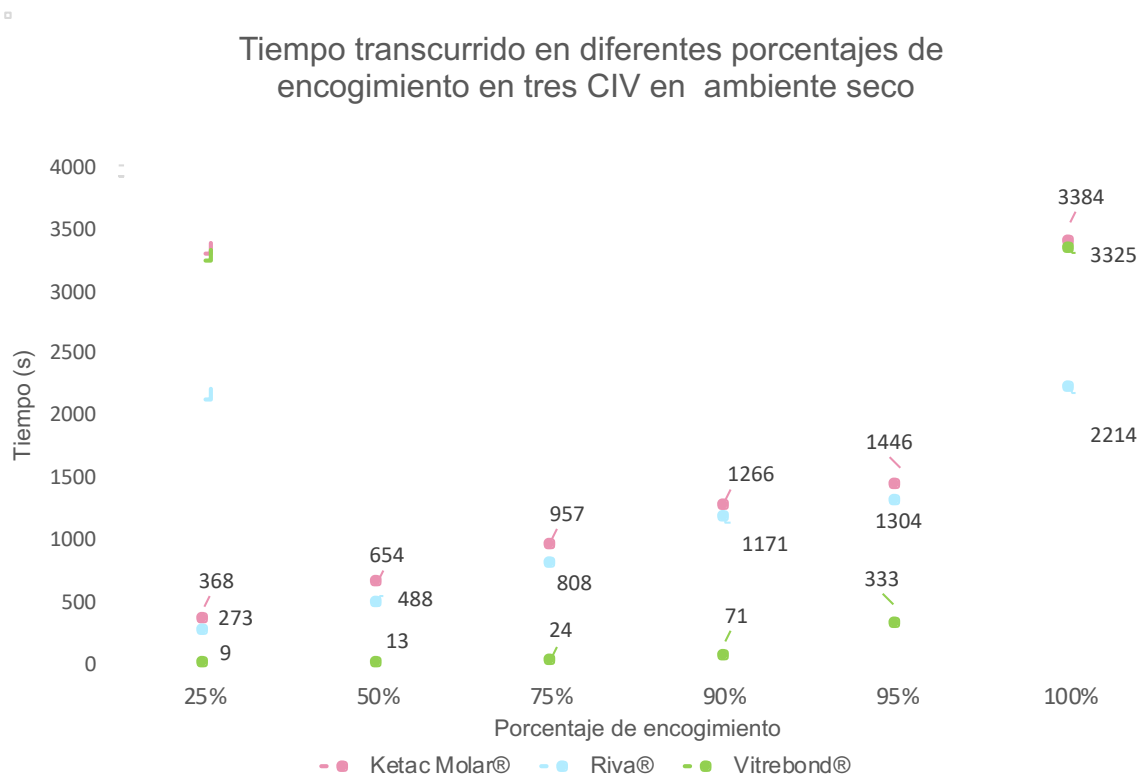
Gráfica 9.- Gráfica comparativa del encogimiento de tres cementos de ionómeros de vidrio a distintos porcentajes del total en ambiente húmedo.

En la gráfica 10 se muestra el tiempo en segundos que ocupó cada material para alcanzar el 25%, 50%, 75%, 90%, 95% y 100% de su encogimiento siendo 3500 el tiempo máximo en el ambiente seco.

Se observa que el Vitrebond plus® es el cemento que se encoge más rápidamente, ya que el 50% de encogimiento lo alcanza apenas a los 13 segundos, el 95% a los 333 , es decir en menos de 6 minutos posteriores al tiempo de trabajo y el máximo a los 3325 segundos.

El cemento Riva self cure® fue el primero en alcanzar su contracción máxima a los 2214 segundos y el 50% a los 488 segundos.

Ketac molar® es el cemento que tardó más en alcanzar su encogimiento máximo, esto fue a los 3384 segundos. El 25% de su encogimiento lo alcanzó en el segundo 368 En los 6 porcentajes tardó más al compararlo con los otros tres cementos.



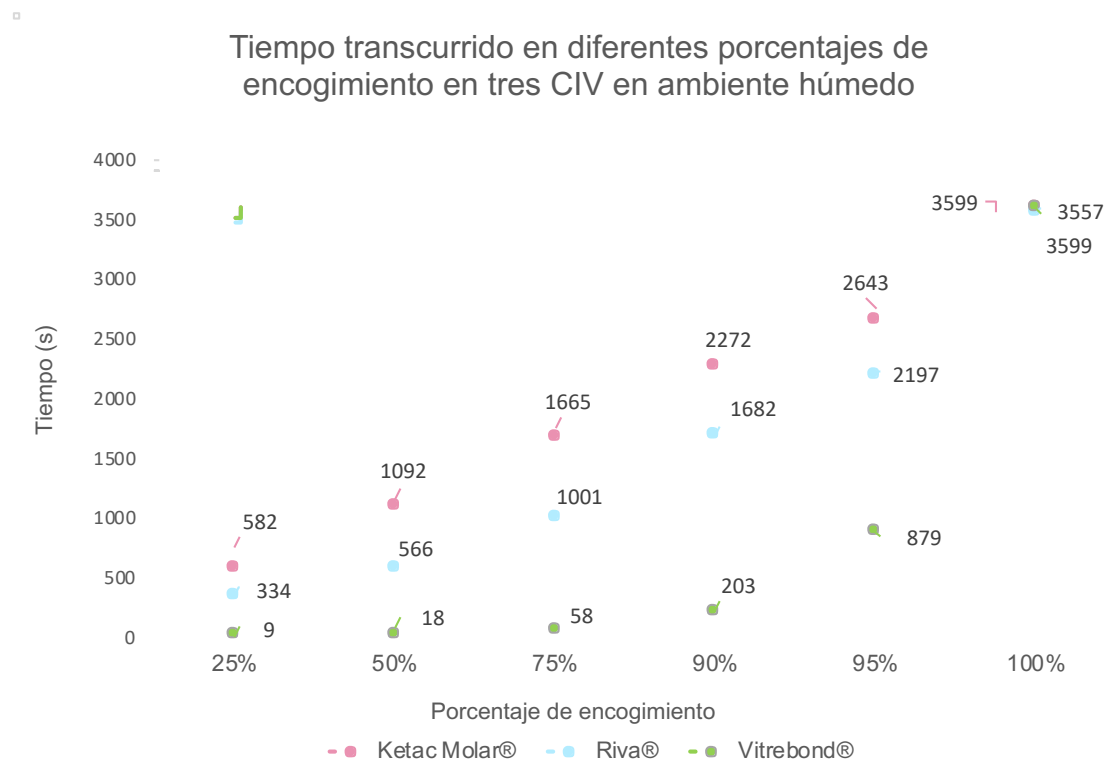
Gráfica 10.- Gráfica comparativa del tiempo transcurrido en diferentes porcentajes de encogimiento en tres cementos de ionómero de vidrio en ambiente seco.

En la gráfica 11 se muestra el tiempo en segundos que ocupó cada material para alcanzar el 25%, 50%, 75%, 90%, 95% y 100% de su encogimiento siendo 3500 el tiempo máximo en un medio húmedo.

Se observa que el Vitrebond plus® es el cemento que se encoge más rápidamente, ya que el 50% de encogimiento lo alcanza apenas a los 18 segundos, el 95% a los 879 y el máximo a los 3599 segundos.

El cemento Riva self cure® fue el primero en alcanzar su encogimiento máximo a los 3557 segundos y el 50% a los 566 segundos.

Ketac molar® es el cemento que tardó más en alcanzar su encogimiento máximo, esto fue a los 3599 segundos. En los 6 porcentajes tardó más al compararlo con los otros dos cementos.



Gráfica 11.- Gráfica comparativa del tiempo transcurrido en diferentes porcentajes de encogimiento en tres cementos de ionómero de vidrio en ambiente húmedo.

La tabla 9 contiene el análisis de varianza del encogimiento de los cementos de ionómero de vidrio en ambiente seco en diferentes porcentajes de encogimiento (25%, 50%, 75%, 90%, 95% y 100%). Se puede identificar que la significancia es diferente a 0 sólo en el 100%, cuyo valor es < 0.001 .

ANOVA de un factor						
Valor Encogimiento						
Ambiente de fraguado	Porcentaje de polimerización	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
No húmedo	Inter-grupos	693859.267	2	346929.633	13.778	0
	25% Intra-grupos	679868.9	27	25180.33		
	Total	1373728.17	29			
	Inter-grupos	2212796.07	2	1106398.03	42.798	0
	50% Intra-grupos	697992.9	27	25851.589		
	Total	2910788.97	29			
	Inter-grupos	5024063.4	2	2512031.7	97.457	0
	75% Intra-grupos	695949.8	27	25775.919		
	Total	5720013.2	29			
	Inter-grupos	8822830.07	2	4411415.03	59.406	0
	90% Intra-grupos	2004969.8	27	74258.141		
	Total	10827799.9	29			
	Inter-grupos	7334259.2	2	3667129.6	15.892	0
	95% Intra-grupos	6230384.3	27	230754.974		
	Total	13564643.5	29			
	Inter-grupos	8689124.87	2	4344562.43	9.008	0.001
	100% Intra-grupos	13022587	27	482318.037		
	Total	21711711.9	29			

Tabla 9.- Análisis de varianza en ambiente no húmedo.

La tabla 10 contiene el análisis de varianza de el encogimiento de los cementos de ionómero de vidrio en ambiente húmedo en diferentes porcentajes de encogimiento (25%, 50%, 75%, 90%, 95% y 100%). Se puede identificar que la significancia es diferente a 0 solamente en el 100%, cuyo valor es <0.381.

ANOVA de un factor						
Valor Encogimiento						
Ambiente de fraguado	Porcentaje de polimerización	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Húmedo (saliva)	Inter-grupos	1652384.067	2	826192.033	34.899	0
	25% Intra-grupos	639185.8	27	23673.548		
	Total	2291569.867	29			
	Inter-grupos	5768324.067	2	2884162.033	80.156	0
	50% Intra-grupos	971515.4	27	35982.052		
	Total	6739839.467	29			
	Inter-grupos	13044822.47	2	6522411.233	207.078	0
	75% Intra-grupos	850429.7	27	31497.396		
	Total	13895252.17	29			
	Inter-grupos	22705044.87	2	11352522.43	211.815	0
	90% Intra-grupos	1447104.6	27	53596.467		
	Total	24152149.47	29			
	Inter-grupos	16837265.27	2	8418632.633	78.017	0
	95% Intra-grupos	2913524.2	27	107908.304		
	Total	19750789.47	29			
	Inter-grupos	11648.267	2	5824.133	1	0.381
	100% Intra-grupos	157251.6	27	5824.133		
	Total	168899.867	29			

Tabla 10.- Análisis de varianza en ambiente húmedo (saliva).

Para determinar las asociaciones intergrupales se utilizó el análisis de Tukey, y en las tablas 11 a la 15 se observa que en la comparación de las medias del encogimiento en los cementos de ionómero de vidrio en ambiente seco no se encontraron diferencias significativas entre Ketac molar® y Riva self cure® en el ambiente sin saliva al 25%, 50%, 75%, 90% y 95% de encogimiento, pero sí existe diferencia de estos dos materiales con Vitrebond plus®.

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Valor Encogimiento						
HSD de Tukey						
Ambiente de fraguado	% de encogimiento	(I) CIV	(J) CIV	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
No húmedo	25%	Ketac molar®	Riva self cure®	95.2	70.96524	0.385
			Vitrebond®	359.50000*	70.96524	0
		Riva self cure®	Ketac molar®	-95.2	70.96524	0.385
			Vitrebond®	264.30000*	70.96524	0.003
		Vitrebond®	Ketac molar®	-359.50000*	70.96524	0
			Riva self cure®	-264.30000*	70.96524	0.003

* La diferencia es significativa al .05%

Tabla 11.- Comparaciones múltiples al 25% de encogimiento en ambiente no húmedo.

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Valor Encogimiento						
HSD de Tukey						
Ambiente de fraguado	% de encogimiento	(I) CIV	(J) CIV	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
No húmedo	50%	Ketac molar®	Riva self cure®	166	71.90492	0.072
			Vitrebond®	640.90000*	71.90492	0
		Riva self cure®	Ketac molar®	-166	71.90492	0.072
			Vitrebond®	474.90000*	71.90492	0
		Vitrebond®	Ketac molar®	-640.90000*	71.90492	0
			Riva self cure®	-474.90000*	71.90492	0

* La diferencia es significativa al .05%

Tabla 12.- Comparaciones múltiples al 50% de encogimiento en ambiente no húmedo.

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Valor Encogimiento						
HSD de Tukey						
Ambiente de fraguado	% de encogimiento	(I) CIV	(J) CIV	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
No húmedo	75%	Ketac molar®	Riva self cure®	149.1	71.79961	0.114
			Vitrebond®	933.00000*	71.79961	0
		Riva self cure®	Ketac molar®	-149.1	71.79961	0.114
			Vitrebond®	783.90000*	71.79961	0
		Vitrebond®	Ketac molar®	-933.00000*	71.79961	0
			Riva self cure®	-783.90000*	71.79961	0

* La diferencia es significativa al .05%

Tabla 13.- Comparaciones múltiples al 75% de encogimiento en ambiente no húmedo.

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Valor Encogimiento						
HSD de Tukey						
Ambiente de fraguado	% de encogimiento	(I) CIV	(J) CIV	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
No húmedo	90%	Ketac molar®	Riva self cure®	95.1	121.8673	0.718
			Vitrebond®	1195.00000*	121.8673	0
		Riva self cure®	Ketac molar®	-95.1	121.8673	0.718
			Vitrebond®	1099.90000*	121.8673	0
		Vitrebond®	Ketac molar®	-1195.00000*	121.8673	0
			Riva self cure®	-1099.90000*	121.8673	0

* La diferencia es significativa al .05%

Tabla 14.- Comparaciones múltiples al 90% de encogimiento en ambiente no húmedo.

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Valor Encogimiento						
HSD de Tukey						
Ambiente de fraguado	% de encogimiento	(I) CIV	(J) CIV	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
No húmedo	95%	Ketac molar®	Riva self cure®	142.4	214.8278	0.787
			Vitrebond®	1112.80000*	214.8278	0
		Riva self cure®	Ketac molar®	-142.4	214.8278	0.787
			Vitrebond®	970.40000*	214.8278	0
		Vitrebond®	Ketac molar®	-1112.80000*	214.8278	0
			Riva self cure®	-970.40000*	214.8278	0

* La diferencia es significativa al .05%

Tabla 15.- Comparaciones múltiples al 95% de encogimiento en ambiente no húmedo.

En la tabla 16, la comparación de las medias del encogimiento en los cementos de ionómero de vidrio no se encontraron diferencias significativas entre Ketac molar® con Vitrebond plus® en el ambiente seco al 100% de encogimiento, mientras que Riva self cure® tuvo diferencias significativas tanto con Ketac molar® como con Vitrebond plus®.

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Valor Encogimiento						
HSD de Tukey						
Ambiente de fraguado	% de encogimiento	(I) CIV	(J) CIV	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
No húmedo	100%	Ketac molar®	Riva self cure®	1170.10000*	310.5859	0.002
			Vitrebond®	59.2	310.5859	0.98
		Riva self cure®	Ketac molar®	-1170.10000*	310.5859	0.002
			Vitrebond®	-1110.90000*	310.5859	0.004
		Vitrebond®	Ketac molar®	-59.2	310.5859	0.98
			Riva self cure®	1110.90000*	310.5859	0.004

* La diferencia es significativa al .05%

Tabla 16.- Comparaciones múltiples al 100% de encogimiento en ambiente no húmedo.

Para determinar las asociaciones intragrupales se utilizó el análisis de Tukey, y en las tablas 17 a la 21 se encontraron diferencias significativas en la comparación de las medias de encogimiento entre los tres cementos de ionómero de vidrio de los grupos con saliva al 25%, 50%, 75%, 90 y 95% de encogimiento.

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Valor Encogimiento						
HSD de Tukey						
Ambiente de fraguado	% de encogimiento	(I) CIV	(J) CIV	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
Húmedo (saliva)	25%	Ketac molar®	Riva self cure®	247.50000*	68.80923	0.004
			Vitrebond®	573.10000*	68.80923	0
		Riva self cure®	Ketac molar®	-247.50000*	68.80923	0.004
			Vitrebond®	325.60000*	68.80923	0
		Vitrebond®	Ketac molar®	-573.10000*	68.80923	0
			Riva self cure®	-325.60000*	68.80923	0

* La diferencia es significativa al .05%

Tabla 17.- Comparaciones múltiples al 25% de encogimiento en ambiente húmedo (saliva).

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Valor Encogimiento						
HSD de Tukey						
Ambiente de fraguado	% de encogimiento	(I) CIV	(J) CIV	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
Húmedo (saliva)	50%	Ketac molar®	Riva self cure®	525.10000*	84.83166	0
			Vitrebond®	1074.00000*	84.83166	0
		Riva self cure®	Ketac molar®	-525.10000*	84.83166	0
			Vitrebond®	548.90000*	84.83166	0
		Vitrebond®	Ketac molar®	-1074.00000*	84.83166	0
			Riva self cure®	-548.90000*	84.83166	0

* La diferencia es significativa al .05%

Tabla 18.- Comparaciones múltiples al 50% de encogimiento en ambiente húmedo (saliva).

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Valor Encogimiento						
HSD de Tukey						
Ambiente de fraguado	% de encogimiento	(I) CIV	(J) CIV	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
Húmedo (saliva)	75%	Ketac molar®	Riva self cure®	664.30000*	79.36926	0
			Vitrebond®	1607.20000*	79.36926	0
		Riva self cure®	Ketac molar®	-664.30000*	79.36926	0
			Vitrebond®	942.90000*	79.36926	0
		Vitrebond®	Ketac molar®	-1607.20000*	79.36926	0
			Riva self cure®	-942.90000*	79.36926	0

* La diferencia es significativa al .05%

Tabla 19.- Comparaciones múltiples al 75% de encogimiento en ambiente húmedo (saliva).

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Valor Encogimiento						
HSD de Tukey						
Ambiente de fraguado	% de encogimiento	(I) CIV	(J) CIV	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
Húmedo (saliva)	90%	Ketac molar®	Riva self cure®	589.90000*	103.534	0
			Vitrebond®	2068.30000*	103.534	0
		Riva self cure®	Ketac molar	-589.90000*	103.534	0
			Vitrebond	1478.40000*	103.534	0
		Vitrebond®	Ketac molar	-2068.30000*	103.534	0
			Riva self cure	-1478.40000*	103.534	0

* La diferencia es significativa al .05%

Tabla 20.- Comparaciones múltiples al 90% de encogimiento en ambiente húmedo (saliva).

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Valor Encogimiento						
HSD de Tukey						
Ambiente de fraguado	% de encogimiento	(I) CIV	(J) CIV	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
Húmedo (saliva)	95%	Ketac molar®	Riva self cure®	446.50000*	146.907	0.014
			Vitrebond®	1764.70000*	146.907	0
		Riva self cure®	Ketac molar®	-446.50000*	146.907	0.014
			Vitrebond®	1318.20000*	146.907	0
		Vitrebond®	Ketac molar®	-1764.70000*	146.907	0
			Riva self cure®	-1318.20000*	146.907	0

* La diferencia es significativa al .05%

Tabla 21.- Comparaciones múltiples al 95% de encogimiento en ambiente húmedo (saliva).

En la tabla 22 no se encontraron diferencias significativas en la comparación de las medias del encogimiento entre los tres cementos de ionómero de vidrio de los grupos con saliva al 100% de encogimiento.

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Valor Encogimiento						
HSD de Tukey						
Ambiente de fraguado	% de encogimiento	(I) CIV	(J) CIV	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.
Húmedo (saliva)	100%	Ketac molar®	Riva self cure®	41.8	34.12956	0.449
			Vitrebond®	0	34.12956	1
		Riva self cure®	Ketac molar®	-41.8	34.12956	0.449
			Vitrebond®	-41.8	34.12956	0.449
		Vitrebond®	Ketac molar®	0	34.12956	1
			Riva self cure®	41.8	34.12956	0.449

* La diferencia es significativa al .05%

Tabla 22.- Comparaciones múltiples al 100% de encogimiento en ambiente húmedo (saliva).

Discusión.

En este estudio se investigó el encogimiento que existe en diferentes cementos de ionómero de vidrio: Ketac molar easy mix[®], Riva selfcure[®] y Vitrebond plus[®] en diferentes condiciones ambientales, para determinar las diferencias entre un ambiente húmedo (saliva artificial) y un ambiente seco (sin saliva).

La norma ADA que evalúa a los cementos de iónomero de vidrio es la 96. La parte 1 trata de los cementos compuestos por poli(ácido alquenóico) y fluoroaluminosilicato cálcico. La parte 2 es de los cementos modificados con resina que incluyen un monómero polimerizable, HEMA^{2,28}.

Varios autores mencionan que la contracción es una propiedad intrínseca de los materiales convencionales a base de resina y que es causada por la aproximación de los monómeros durante la polimerización. Esto es importante cuando se considera que el poli(ácido acrílico) forma parte de los cementos de ionómero de vidrio, si la reacción es ácido base^{10,15,29,30}, los de fotoactivación tienen un componente polimérico, con la contracción esperada.^{14,18,31}

La contracción en las resinas es considerada una de las razones del fracaso de las restauraciones dentales, esto es por el componente polimérico. La información de la contracción en estos materiales es amplia^{32,33}. Debido a esta circunstancia, se puede esperar que si el ionómero de vidrio tiene un componente polimérico también deberá presentar contracción, aunque no hay mucha información relacionada con este material^{9,34}. Los efectos negativos de este fenómeno incluyen microfiltración e hipersensibilidad¹⁶. Hay estudios que hablan de contracción en resinas pero no en cementos de ionómero de vidrio, que es un factor a considerar ya que estos cementos tienen componentes poliméricos

La contracción es un fenómeno muy estudiado en las resinas, no así en los cementos de ionómero de vidrio. Tomando en cuenta que los cementos de ionómero de vidrio tienen un componente polimérico, consideramos necesario realizar un

estudio para determinar la contracción en estos materiales. Ante la ausencia de información relacionada con la contracción en los cementos de ionómero de vidrio, para realizar este trabajo se tomaron como base la norma ADA-96 así como ADA-27. En ninguna de las normas se establece un rango de contracción para los materiales a base de resina^{22,28}. Ferracane establece que la contracción volumétrica aceptable en estos materiales es de 1.5 a 5%²⁹. Este parámetro fue utilizado para contrastar los resultados obtenidos. Tanto Ketac Molar[®] como Riva Self Cure[®] permanecieron dentro de este rango en ambos ambientes, mientras que el cemento Vitrebond plus[®] rebasó el límite máximo en 5% y 6%, es decir, en 0.26 y 0.28 unidades.

El fraguado de los cementos de ionómero de vidrio incluye reacciones complejas en las que después del mezclado, los enlaces de las cadenas poliácidas crean un material inestable que es fácilmente afectado por cantidades excesivas de agua o por pérdidas abundantes de este líquido; es por esto que el balance de agua debe ser controlado y es crítico para la estabilidad a largo plazo¹⁴. El control de la humedad es un factor que determina la estabilidad de los materiales, por esta razón es que las pruebas fueron realizadas en un ambiente seco y con saliva. En condiciones clínicas, el tiempo real en que el cemento de ionómero de vidrio entra en contacto con la saliva es inmediato al tiempo de trabajo, pero la contracción es un efecto continuo desde el inicio de la mezcla que se prolonga hasta después del tiempo de trabajo.

El tiempo de trabajo según la norma ISO 9917-1 es el periodo de tiempo medido desde el inicio de la mezcla hasta que el material ha fraguado²¹. En el caso de Ketac Molar[®], el tiempo de trabajo es de 5 minutos³⁵, en Riva Self Cure[®] es de 4:30 minutos³⁶ y Vitrebond Plus[®] tiene un tiempo de trabajo mínimo de 2:30 minutos³⁷. En este estudio se tomaron registros de 3600 segundos, lo cual recrea las condiciones ambientales en las que se desempeña el material en la boca del paciente.

Los resultados mostraron que en los tres cementos de ionómero de vidrio se presentó el fenómeno de encogimiento, con independencia del medio en que fuera colocado; sin embargo, en el Ketac Molar[®] y Riva Self Cure[®] el encogimiento fue menor en casi tres veces que el observado en Vitrebond Plus[®]. Esta observación es importante desde el punto de vista clínico, ya que como menciona Meereis, la contracción esta acompañada de otros eventos como la microfiltración¹⁶, que en conjunto llevan a la pérdida del material. En cuanto al ambiente en que se prueban los materiales, es importante considerar que está comprobado que la cantidad de agua llevará a la alteración del fraguado y estado final del material¹⁴. En nuestra investigación no encontramos influencia directa del ambiente (la humedad) en el encogimiento observado, aún a una $p < 0.05$. Es importante puntualizar que si bien no existió diferencia entre los ambientes seco y húmedo, el encogimiento observado entre los materiales dependía más de lo diferentes que son, más que del ambiente en el que se encuentren.

El cemento Vitrebond plus[®] fue el que presentó mayor contracción, teniendo un valor medio de 5.28% en medio ambiente (seco) y 5.26% en un ambiente con saliva, mientras que Ketac Molar Easymix[®] tuvo una media de 2.11% en medio ambiente y 1.35% en un ambiente con saliva. La diferencia en los valores de encogimiento con independencia del medio en que se encuentren puede ser debida al mecanismo de fraguado o polimerización que tienen los materiales, ya que el mayor encogimiento del Vitrebond plus[®] puede ser debido a la rápida polimerización que se observa como producto de la polimerización.

Riva Selfcure[®] fue el que tuvo mejores resultados en general ya que en ambiente seco su media fue de 1.68%, mientras que en el ambiente con saliva tuvo 1.85% de valor medio.

En cuanto al tiempo, el cemento Vitrebond Plus[®] tuvo una contracción muy rápida; el 50% de su contracción lo alcanzó apenas a los 13 segundos en medio ambiente y a los 18 segundos en ambiente húmedo (Gráfica 10). La mayor contracción en

medio ambiente lo alcanzó a 3325 segundos y en ambiente húmedo a 3599 segundos.

No existe bibliografía que hable de contracción en estos materiales, solamente Kusumoto⁵ menciona que los cementos de ionómero de vidrio no presentan contracción en su polimerización, lo cual no coincide con los resultados de este estudio.

En la comparación de las medias al 25%, 50%, 75%, 90%, 95% y 100% en ambiente sin saliva y con saliva se encontraron diferencias significativas. En el ambiente sin saliva no se encontraron diferencias significativas entre Ketac Molar[®] Easy Mix de 3M[®] y Riva Selfcure de SDI[®] al 25%, 50%, 75%, 90% y 95% y en el 100% de encogimiento no existieron diferencias significativas entre Ketac Molar[®] y Vitrebond Plus[®]. Al 100% de polimerización no existe diferencia significativa entre Ketac Molar Easy Mix de 3M[®] y Vitrebond Plus[®], por otro lado, Riva Self Cure[®] presentó diferencias significativas con todos los materiales.

En el ambiente con saliva, se encontraron diferencias significativas en el 25%, 50%, 75%, 90% y 95% de encogimiento entre los tres cementos de ionómero de vidrio. Al comparar el 100% de encogimiento no hubo diferencias significativas.

El objetivo general se logró, ya que se obtuvieron valores que determinaron la contracción que existe en los cementos de ionómero de vidrio que se presenta posterior al tiempo de trabajo, independiente a su forma de activación.

También es importante mencionar que la humedad afecta ligeramente la polimerización en los cementos de ionómero de vidrio sin que esto sea significativo.

Conclusión

La contracción que se presenta posterior al tiempo de trabajo en los cementos de ionómero de vidrio no son afectados en su polimerización en un medio acuoso.

La contracción en los cementos de ionómero de vidrio que no han sido modificados con resina tienen menor contracción que los fotocurables tanto en ambiente húmedo como en ambiente seco.

La hipótesis nula se acepta ya que no hay diferencia significativa en el encogimiento en los cementos de ionómero de vidrio después del tiempo de trabajo en un ambiente húmedo y en ambiente seco.

Referencias

1. Baig MS, Fleming GJP. Conventional glass-ionomer materials: A review of the developments in glass powder, polyacid liquid and the strategies of reinforcement. *J Dent*. 2015;43(8):897-912.
2. Nicholson JW. Adhesion of glass-ionomer cements to teeth: A review. *Int J Adhes Adhes*. 2016;69:33-38.
3. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*. 1972;132:133.
4. Agha A, Parker S, Patel MP. Development of experimental resin modified glass ionomer cements (RMGICs) with reduced water uptake and dimensional change. *Dent Mater*. 2016;32(6):713-722.
5. Kusumoto H, Abolghasemi S, Woodfine B, Hill RG, Karpukhina N, Law R V. The effect of phosphate, fluorine, and soda content of the glass on the mechanical properties of the glass ionomer (polyalkenoate) cements. *J Non Cryst Solids*. 2016;449:94-99.
6. Muñoz-Viveros CA. Glass Ionomer Restoratives. In: *Contemporary Esthetic Dentistry*. ; 2012:337-340.
7. Sun L, Yan Z, Duan Y, Zhang J, Liu B. Improvement of the mechanical, tribological and antibacterial properties of glass ionomer cements by fluorinated graphene. *Dent Mater*. 2018;34(6):e115-e127.
8. Khan AS, Khan M, Rehman IU. Chapter 5. Nanoparticles, Properties, and Applications in Glass Ionomer Cements. *Nanobiomaterials Clin Dent*. 2012:93-108.
9. Algera TJ, Kleverlaan CJ, Prah-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of environmental conditions on the material properties of setting glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 2006;22(9):852-856.
10. Mitra SB. *Dental Cements: Formulations and Handling Techniques*. Woodhead Publishing Limited; 1999.
11. Czarnecka B, Kruszelnicki A, Kao A, Strykowska M, Nicholson JW. Adhesion of resin-modified glass-ionomer cements may affect the integrity of tooth structure in the open sandwich technique. *Dent Mater*. 2014;30(12):e301-e305.

12. Strassler HE, Levine E. *Contemporary Dental Cements*. Elsevier; 2012.
13. Cheetham JJ, Palamara JEA, Tyas MJ, Burrow MF. A comparison of resin-modified glass-ionomer and resin composite polymerisation shrinkage stress in a wet environment. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;29:33-41.
14. Ngo H, Opsahl-Vital S. Minimal intervention dentistry II: Part 7. Minimal intervention in cariology: The role of glass-ionomer cements in the preservation of tooth structures against caries. *Br Dent J*. 2014;216:561-565.
15. Frassetto A, Navarra C., Marchesi G, et al. Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. *Dent Mater*. 2005;5(9):852-856.
16. Meereis CTW, Münchow EA, de Oliveira da Rosa WL, da Silva AF, Piva E. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of composition strategies. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;82:268-281.
17. Jongsma LA, Kleverlaan CJ. Influence of temperature on volumetric shrinkage and contraction stress of dental composites. *Dent Mater*. 2015;31(6):721-725.
18. McKenzie MA, Linden RWA, Nicholson JW. The physical properties of conventional and resin-modified glass-ionomer dental cements stored in saliva, proprietary acidic beverages, saline and water. *Biomaterials*. 2003;24(22):4063-4069.
19. American Dental Association (ADA). ADA History Timeline. <https://www.ada.org/en/about-the-ada/ada-history-and-presidents-of-the-ada/ada-timeline>. Accessed June 19, 2018.
20. International Standard Organization (ISO). About us. <https://www.iso.org/about-us.html>. Accessed June 19, 2018.
21. International Standard Organization (ISO). *Dentistry- Water Based Cements- Part 1: Powder/Liquid Acid-Base Cements ISO 9917-1.*; 2007.
22. American Dental Association. *ANSI-ADA Specification No. 27- Resin Based Filling Materials.*; 1993.
23. Münchow EA, Tais C, Meereis W, Luiz De Oliveira Da Rosa W, Fernandes Da Silva A, Piva E. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of technique protocol and photo-activation strategies. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;82:77-86.

24. Martínez-Ceballos EC, Vera-Graziano R, Martínez-Barrera G, Olea-Mejía O. Análisis del efecto del poli [bis (HEMA) -fosfaceno] y poli [(HEMA- g-PLA) fosfaceno] en la contracción de fotopolimerización de Bis-GMA : TEGDMA. *Soc Mex Cienc y Tecnol Superf y Mater*. 2012;25(1):21-25.
25. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*. 2005;21(1):36-42.
26. Ferracane JL, Hilton TJ, Stansbury JW, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part II—Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). *Dent Mater*. 2017;33(11):1171-1191.
27. Fok ASL. Shrinkage stress development in dental composites-An analytical treatment. *Dent Mater*. 2013;29:1108-1115.
28. Association AD. *ANSI-ADA Specification No. 96- Dental Water Based Cements*.; 1993.
29. Ferracane JL, Hilton TJ, Stansbury JW, et al. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part II-Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). 2017.
30. Manso AP, Carvalho RM. Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements. *Dent Clin North Am*. 2017;61(4):821-834.
31. Prosser HJ, Powis DR, Brant P, Wilson AD. Characterization of glass-ionomer cements 7. The physical properties of current materials. *J Dent*. 1984;12(3):231-240.
32. Khomenko A, Garibov M, Koricho EG, Garibov N, Killip G, Haq M. High precision pycnometer for volumetric measurement of polymerization shrinkage in light cured dental composites. 2016.
33. Amirouche-Korichi A, Mouzali M, Watts DC. Shrinkage strain-Rates study of dental composites based on (BisGMA/TEGDMA) monomers. 2017.
34. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Hellwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater*. 1995;11(5-6):359-362.
35. 3M Company. Ketac Molar Easymix™: Perfil Técnico Del Producto. Perfil técnico. <http://multimedia.3m.com/mws/media/2819230/ketac-molar-info-tecnica.PDF>. Accessed November 9, 2018.
36. SDI. Riva Self Cure: instructions for use. Perfil técnico.

http://www.dentalcube.co.kr/product/manual/RIVA_SC_ALL_en.pdf.
Accessed November 9, 2018.

37. 3M Company. Vitrebond™ Plus - Technical Product Profile. Perfil técnico. <https://multimedia.3m.com/mws/media/4022370/vitrebondtm-plus-light-cure-liner-base.pdf>. Accessed November 9, 2018.