



Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Medicina  
Especialidad en Odontopediatría

“Efecto de *Streptococcus mutans* en la microdureza de materiales restauradores utilizados en odontopediatría.”

**Tesis**

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de la  
Especialidad en Odontopediatría

**Presenta:**

L.O. Nora Ruth Peralta Bárcenas

**Dirigido por:**

C.D.E.O. Laura Celeste Herrera Alaníz

C.D.E.O Laura Celeste Herrera Alaníz  
Presidente

D. en C. Claudia Verónica Cabeza Cabrera  
Secretario

D. en C. Héctor Mancilla Herrera  
Vocal

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez  
Suplente

C.D.E.O. Adriana Itzel Vázquez  
Suplente

Centro Universitario,  
Querétaro, Qro. Agosto 2023  
México



Dirección General de Bibliotecas y Servicios Digitales  
de Información



Efecto de *Streptococcus mutans* en la microdureza de  
materiales restauradores utilizados en  
odontopediatría

**por**

Nora Ruth Peralta Barcenás

se distribuye bajo una [Licencia Creative Commons  
Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

**Clave RI:** MEESC-309417

## Resumen

**Introducción:** La caries dental es una enfermedad infecciosa multifactorial que afecta tanto a la dentición humana primaria como a la permanente. Uno de los factores más importantes en el desarrollo de la caries es la colonización bacteriana, que conduce a la formación de biopelículas en superficies tanto de los dientes como de los materiales de restauración. Las pruebas de microdureza parecen ser apropiadas para evaluar la degradación y durabilidad de los materiales dentales. La microdureza es una de las propiedades físicas más importantes de los estudios *in vitro* nos reflejan lo que ocurre exactamente en un medio oral o material dental.

**Objetivo:** Determinar cuál material restaurador (Ketac N100, Vitremer, GC Gold Label 2 LC, Cention N) tiene mayor microdureza expuestos a *Streptococcus mutans* en su superficie 6 y 12 semanas. **Material y métodos:** Se llevó a cabo un estudio experimental *in vitro*. Se utilizaron especímenes cilíndricos de 4 mm por 2 mm, procedentes de 4 marcas diferentes de materiales restaurativos: Ketac N100, Vitremer, GC Gold Label 2 LC y Cention N. Se realizaron 80 especímenes. Se dividieron en grupos. Se incubaron con la cepa *Streptococcus mutans*, durante 6 y 12 semanas. La prueba de microdureza se realizó con un microdurómetro.

**Resultados:** A las 6 semanas los resultados no mostraron una diferencia estadísticamente significativa en cuanto a la comparación de efecto de *Streptococcus mutans* en la microdureza. Sin embargo, a las 12 semanas los resultados mostraron una diferencia estadísticamente significativa realizada la prueba t student y ANOVA, posterior se realizó el post hoc, con la prueba Tukey, se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre el material Cention N con el ionómero de vidrio Ketac N100 y el Gold Label 2 LC, pero no con el Vitremer.

**Conclusiones:** Cention N y Vitremer presentaron una microdureza superficial similar a las 12 semanas de ser expuestos a *Streptococcus mutans*. Gold Label 2 LC y Ketac N100 presentaron un microdureza superficial menor a Cention N y Vitremer a las 12 semanas de ser expuestos a *Streptococcus mutans*.

(**Palabras clave:** Microdureza superficial, Ketac N100, Vitremer, GC Gold Label 2 LC, Cention N, *Streptococcus mutans*)

## Summary

**Introduction:** Dental caries is a multifactorial infectious disease that affects both primary and permanent human dentition. One of the most important factors in the development of caries is bacterial colonization, which leads to the formation of biofilms on surfaces of both teeth and restorative materials. Microhardness tests appear to be appropriate to evaluate the degradation and durability of dental materials. Microhardness is one of the most important physical properties. In vitro studies reflect what exactly happens in an oral medium or dental material.

**Objective:** Determine which restorative material (Ketac N100, Vitremer, GC Gold Label 2 LC, Cention N) has the greatest microhardness exposed to *Streptococcus mutans* on its surface for 6 and 12 weeks.

**Material and methods:** An in vitro experimental study was carried out. Cylindrical specimens measuring 4 mm by 2 mm were used, from 4 different brands of restorative materials: Ketac N100, Vitremer, GC Gold Label 2 LC and Cention N. 80 specimens were made. They divided into groups. They were incubated with the *Streptococcus mutans* strain for 6 and 12 weeks. The microhardness test was performed with a microhardness tester.

**Results:** At 6 weeks the results did not show a statistically significant difference in terms of the comparison of the effect of *Streptococcus mutans* on microhardness. However, at 12 weeks the results showed a statistically significant difference, using the student t test and ANOVA. Afterwards, the post hoc test was performed, with the Tukey test, a statistically significant difference was found between the Cention N material and the glass ionomer. Ketac N100 and the Gold Label 2 LC, but not with the Vitremer.

**Conclusions:** Cention N and Vitremer presented a similar surface microhardness 12 weeks after being exposed to *Streptococcus mutans*. Gold Label 2 LC and Ketac N100 presented a lower surface microhardness than Cention N and Vitremer at 12 weeks after being exposed to *Streptococcus mutans*.

**(Keywords:** Surface microhardness, Ketac N100, Vitremer, GC Gold Label 2 LC, Cention N, *Streptococcus mutans*)

## **Dedicatorias**

A mi familia que siempre estuvo presente en los momentos que más requerí de su apoyo.

A mi madre Nora Elizabeth quien siempre ha sido un ejemplo de amor, perseverancia, valentía y energía positiva, quien siempre estuvo escuchándome y dándome el mejor apoyo en todo momento

A mi padre Rutilo quien siempre estuvo apoyándome, siendo una pieza importante en mi vida.

A mi hermano Alejandro, Luis y Héctor quienes siempre recibí su apoyo en todo aspecto, me dieron los mejores consejos, y me enseñaron como actuar de la forma más profesional en cualquier situación que se me presento.

## **Agradecimientos**

Gracias a mis padres, a mis hermanos y amigos por ser los principales promotores y apoyo de mis sueños, por todos los días confiar y creer en mí, a mi madre por siempre estar con la mejor actitud de levantar mi ánimo cada día de la especialidad y permitirme ver que soy una persona perseverante, resistente y tenaz.

A los docentes profesionales que tuve, por cada aprendizaje obtenido durante clínicas y clases durante el transcurso de la especialidad, por cada consejo.

## Índice

<b>Contenido</b>	<b>Página</b>
<b>Resumen</b>	i
<b>Summary</b>	ii
<b>Dedicatorias</b>	iii
<b>Agradecimientos</b>	iv
<b>Índice</b>	v
<b>Abreviaturas y siglas</b>	vi
<b>I. Fundamentación teórica</b>	1
<b>I.1 Justificación</b>	12
<b>II. Hipótesis</b>	13
<b>III. Objetivos</b>	14
<b>III.1 General</b>	14
<b>III.2 Específicos</b>	14
<b>IV. Material y métodos</b>	15
IV.1 Diseño de investigación	15
IV.2 Muestra/universo	15
<b>IV.3 Criterios de selección</b>	15
IV.4 Variables estudiadas	20
IV. 5 Metodología	20
IV.6 Procedimiento	20
IV.7 Análisis estadístico	26
IV 8 Consideraciones éticas	27
<b>V. Resultados</b>	27
<b>VI. Discusión</b>	30
<b>VII. Conclusiones</b>	32
<b>VIII. Bibliografía</b>	33

## Abreviaturas y Siglas

<b>Et al:</b>	«Y otros»
<b><math>\bar{X}</math>:</b>	Promedio
<b>DE:</b>	Desviación estándar
<b>n:</b>	Número de muestras
<b>HV:</b>	Dureza Vickers
<b>Mm:</b>	Milímetro
<b>Bis-GMA:</b>	Bisfenol Glicidil Metacrilato
<b>TEGDMA:</b>	Dimetracrilato de trietilenglicol
<b>UDMA:</b>	Dimetacrilato de uretano
<b>HEMA:</b>	Metacrilato de hidroxietilo
<b>RMGI:</b>	Ionómeros de vidrio modificados con resina
<b>CIVc:</b>	Cementos de ionómero de vidrio
<b>LCU:</b>	Unidades de fotopolimerización
<b>QTH:</b>	cuarzo-tungsteno-halógeno
<b>LED:</b>	diodos emisores de luz
<b>DCP:</b>	dimetacrilato triciclodecano-dimetanol
<b>PEG-400 DMA:</b>	polietilenglicol 400 dimecrilato

## FUNDAMENTACION TEORICA

La caries dental es una enfermedad infecciosa multifactorial que afecta tanto a la dentición humana primaria como a la permanente (Bratthall & Petersson, 2005). Uno de los factores más importantes en el desarrollo de la caries es la colonización bacteriana, que conduce a la formación de biopelículas en superficies tanto de los dientes como de los materiales de restauración. La biopelícula completamente desarrollada consiste en varias especies bacterianas que forman una unidad ecológica, que no necesariamente están involucradas en la caries dental; dependiendo de su composición, una biopelícula puede ser perjudicial, neutra o incluso beneficiosa (Beighton, 2005; Michalek et al., 2002).

El desarrollo de materiales de restauración de amalgama, oro y porcelana en la primera mitad del siglo XIX estimuló el desarrollo de cementos dentales como materiales de cementación y revestimiento y como materiales de restauración más estéticos (Smith, 1998).

El uso de cementos se generalizó tras la popularización de una técnica para colar restauraciones de oro por parte de Taggart en 1907. Un material de relleno más estético, el cemento de silicato, fue desarrollado por Thomas Fletcher en Inglaterra en 1873 pero el material no se hizo popular hasta que Steenbock de Berlín introdujo una versión mejorada en 1904 (Steenbock, 1954). Posteriormente en 1908 Shoenbeck desarrolló un material que contenía fluoruro. El cemento de silicato se usó principalmente para rellenos debido a su translucidez. Los cementos híbridos de silicofosfato fueron desarrollados para aplicaciones de cementación. Así, a finales del primer cuarto de este siglo estos tres tipos básicos de cemento, fosfato de zinc, óxido de zinc eugenol y cemento de silicato, se establecieron para la unión de incrustaciones, coronas, postes, puentes y bandas ortodónticas sobre o en el diente y como revestimientos de cavidades bases y materiales de relleno (Smith, 1998).

Tomó varios años para que se desarrollara el cemento de ionómero de vidrio como material comercializable, y no fue hasta 1975 que Amalgamated Dental Company lanzó De Treys Aspa (Wilson et al., 1988). Este primer cemento de ionómero de vidrio comercial no fue un gran éxito. Una de las razones de este comienzo poco prometedor fueron las deficiencias en el material mismo. En particular, tenía malas características de fraguado para su uso en odontología. Sin embargo, estos se mejoraron con el descubrimiento del ácido (+)- tartárico como aditivo para el control de la reacción, (Wilson et al., 1976) y recociendo el vidrio. Incluso entonces, el

cemento de ionómero de vidrio siguió siendo un material secundario durante muchos años (Wilson, 1991).

El término "ionómero de vidrio" se les aplicó en la primera publicación (Wilson, 1971) pero no es estrictamente correcto. El nombre propio para ellos, según la Organización Internacional de Normalización, ISO, es "cemento de polialquenoato de vidrio", pero el término "ionómero de vidrio" se reconoce como un nombre trivial aceptable (McLean, 1994), y es ampliamente utilizado dentro de la profesión dental (Sidhu et al., 2016).

Los cementos ionómero de vidrio (CIVc) se usan en la odontología preventiva y restauradora. Estos se clasifican de acuerdo a la indicación clínica: los tipos I son cementos de fijación, los tipos II se usan para restauraciones estéticas, los tipos III, son cementos y selladores de fisuras de revestimiento y los de tipo IV, indicados para reconstrucción de muñones. Los cementos tipo II se dividen en dos tipos: los tipos II-1 se encuentran disponibles tanto en su forma convencional como modificados con resina, y los tipos II-2 son reforzados y más resistentes al desgaste (Sidhu et al., 2016).

McLean reconoció pronto la importancia clínica de la naturaleza adhesiva del cemento de ionómero de vidrio. Él y otros médicos se dieron cuenta de que no era necesario usar un cemento adhesivo para preparar cavidades clásicas con muescas para la retención mecánica (McLean et al., 1977). A principios de la década de 1970, McLean descubrió que el cemento de ionómero de vidrio era particularmente útil para restaurar cavidades de erosión de Clase V, donde no se puede considerar la extracción de material dental para crear muescas (Wilson, 1991).

En 1989, R.L. Mathis y J.L. Ferracane combinaron los ácidos policarboxílicos del ionómero de vidrio con metacrilatos por primera vez y obtuvieron un material de ionómero de vidrio fotocurable (GI). Su conducta de fraguado puede ser descrita como una combinación de la polimerización de monómeros orgánicos y la reacción química paralela de los ácidos carboxílicos con vidrio incorporado. Aunque hay varias variedades, el principio detrás de cada una de ellas es el mismo. Esencialmente, el componente de agua del cemento de ionómero de vidrio se reemplaza por una mezcla de metacrilato de hidroxietilo (HEMA) sin agua. El metacrilato de hidroxietilo contiene un grupo hidroxilo que lo hace soluble en agua (Wilson, 1991).

Los cementos de resina de ionómero de vidrio se mezclan de la misma manera que los materiales convencionales y se mantienen trabajables durante al menos 10 min. Una vez activados por la luz, se establecen rápidamente. En este medio pueden tener lugar dos reacciones: la reacción ácido-base del ionómero y una polimerización fotoquímica de HEMA a poliHEMA. El conjunto inicial de estos materiales es gobernado por el proceso de polimerización activado por la luz, ya que la reacción ácido-base es mucho más lenta en agua/HEMA que en agua sola. Se sabe que la falta de agua en los cementos de ionómero de vidrio ralentiza la reacción ácido-base del ionómero (Hornsby, 1977). Así la reacción ácido-base sólo sirve para fortalecer el material una vez que ha fraguado. Hay muchas variantes de cementos de ionómero de vidrio fotopolimerizables. A diferencia de los materiales convencionales, son completamente resistentes a la contaminación temprana por agua debido a la presencia de una matriz orgánica, por lo que no requieren protección con barniz (Wilson, 1991).

### Composición

Hay tres ingredientes esenciales para un cemento de ionómero de vidrio, a saber, ácido polimérico soluble en agua, vidrio básico (lixiviable por iones) y agua. Estos se presentan comúnmente como una solución acuosa de ácido polimérico y un polvo de vidrio finamente dividido, que se mezclan mediante un método apropiado para formar una pasta viscosa que fragua rápidamente. Sin embargo, existen formulaciones alternativas que van desde la presencia tanto del ácido como del vidrio en el polvo y la adición de agua pura para provocar el fraguado, hasta formulaciones en las que parte del ácido se mezcla con el polvo de vidrio y el resto está presente en solución diluida en agua. Esta solución se utiliza como componente líquido en la formación de la pasta para el fraguado. El efecto de estas diferencias no está claro, porque estas formulaciones son patentadas, por lo que no se conoce ampliamente la cantidad exacta de cada componente. Sin embargo, no parece haber un efecto evidente sobre las propiedades finales de presentar estos materiales con los componentes distribuidos de forma diferente entre las fases acuosa y en polvo. Los cementos de ionómero de vidrio se pueden mezclar con una espátula sobre una almohadilla o un bloque de vidrio, lo que se conoce como mezcla manual. El material también se puede presentar en una cápsula a medida, separada por una membrana. La membrana se rompe inmediatamente antes de mezclar y la cápsula se hace vibrar rápidamente en un mezclador automático especialmente diseñado. Esto mezcla el cemento, después de lo cual la pasta recién formada se extruye de la cápsula y se utiliza para la aplicación intraoral. Cuando una sola marca está disponible tanto en versión mezclada a mano como encapsulada, los dos tipos de cemento deben formularse de manera diferente. Una pasta de cemento que

fragua en un tiempo satisfactorio cuando se mezcla a mano fragua demasiado rápido cuando se somete a mezcla vibratoria. Como resultado, las formulaciones para encapsulación tienen que ser menos reactivas que las que se mezclan a mano, y se basan en el efecto acelerador de la mezcla automática para brindarles tiempos de trabajo y fraguado satisfactorios. solución diluida en agua (Sidhu et al., 2016).

### Ácidos poliméricos

Existe confusión en la literatura acerca de qué polímeros se utilizan en los cementos de ionómero de vidrio. Esto se debe a que las primeras investigaciones estudiaron una variedad de monómeros de ácido mono, di y tricarbóxico en polímeros para la formación de cemento, incluido el ácido itacónico y tricarbálico (Crisp et al., 1980).

El polímero influye en las propiedades del cemento de ionómero de vidrio formado a partir de ellos. Los pesos moleculares altos aumentan la resistencia del cemento fraguado, pero las soluciones de polímeros de peso molecular alto tienen viscosidades altas, lo que dificulta su mezcla. Por lo tanto, los pesos moleculares se eligen para equilibrar estos efectos competitivos. Se dice que las propiedades óptimas se logran con pesos moleculares promedio de 11 000 (promedio numérico) y 52 000 (promedio masivo) (Fareed & Stamboulis, 2014).

La resistencia a la compresión no es una propiedad fundamental de los materiales, porque la compresión hace que una muestra se rompa en formas complejas en direcciones aproximadamente en ángulo recto con la fuerza de compresión. Sin embargo, estas alteraciones en la resistencia a la compresión medida indican que el material continúa experimentando cambios lentos a lo largo del tiempo. (Nicholson, 1998).

### Vidrios

La radiopacidad puede lograrse mediante la incorporación de estroncio (Sr), bario (Ba), o lantano (La), fusionando plata con el vidrio, o mezclándolo con óxido de zinc u óxido de zirconio. El vidrio en polvo se puede mezclar o fusionar con polvos metálicos como plata, plata aleación, oro, platino o paladio. El producto triturado y fundido con plata resultante, por ejemplo, se afirma que produce cemento rellenos con mayor resistencia al desgaste que los vidrios empobrecidos en calcio (Smith, 1990)

Los vidrios de ionómero deben su carácter básico al hecho de que en su preparación se utilizan tanto alúmina como sílice. Los vidrios a base de sílice solo carecen de

reactividad y también de basicidad, porque su estructura contiene principalmente tetraedros de  $\text{SiO}_4$  enlazados en las esquinas para formar cadenas que no llevan carga. Cuando se añade alúmina, el aluminio se ve obligado a adoptar una geometría tetraédrica cuádruple similar a la del silicio, es decir, tetraedros de  $\text{AlO}_4$ . (Sidhu et al., 2016).

Los vidrios que contenían fluoruro se encontraban entre los primeros informados cuando se describieron por primera vez los ionómeros de vidrio, y eran del sistema  $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-CaF}_2$  (Hill, 1988).

El estroncio tiene el efecto de aumentar la radiopacidad en comparación con el calcio en estos vidrios sin ningún efecto adverso sobre la apariencia de estos cementos. La liberación de fluoruro aumenta con estos cementos, aunque se desconoce el motivo (Sidhu & Nicholson, 2016).

#### Aditivos quelantes

Se han estudiado varios compuestos posibles como aditivos modificadores de la velocidad, ya sea al 5 % o al 10 % en masa en los cementos (Crisp et al., 1980). Dos de ellos demostraron un gran éxito, a saber, el ácido (+)-tartárico y el ácido cítrico, y de estos, el ácido (+)-tartárico fue el más eficaz (Nicholson et al., 1988).

El efecto general de incluir ácido (+)-tartárico en un cemento de ionómero de vidrio es que se retrasa el fraguado, por lo que el cemento es más fácil de mezclar. Luego fragua bruscamente para dar el material endurecido y terminado que se puede completar dentro del diente. Como consecuencia de la capacidad de promover estos cambios, el ácido (+)-tartárico es un aditivo muy útil.

#### El papel del agua

La incorporación de agua con ionómeros de vidrio se asocia con aumentos en la translucidez del cemento de ionómero de vidrio. La proporción de agua estrechamente unida aumenta con el tiempo durante el primer mes de existencia del cemento, y se han propuesto varios sitios posibles. La unión puede ocurrir en parte por coordinación con iones metálicos y en parte por una fuerte hidratación de las moléculas de polianión (Nicholson, 1998).

Las propiedades físicas de los cementos de ionómero de vidrio están influenciadas por la forma en que se prepara el cemento, incluida la relación polvo: líquido, la

concentración del poliácido, el tamaño de partícula del polvo de vidrio y la edad de las muestras. Por lo tanto, se necesita cuidado al hacer generalizaciones sobre las propiedades de estos materiales. También existe la posibilidad de que parte del éxito de los ionómeros de vidrio se deba a que su rendimiento es satisfactorio incluso si no se han mezclado correctamente o no se han dejado madurar en condiciones ideales. La norma ISO actual para ionómeros de vidrio proporciona valores mínimos para ciertas propiedades físicas (Sidhu et al., 2016).

Los ionómeros de vidrio modificados con resina (RMGI) se desarrollaron en un intento por mejorar las propiedades mecánicas, disminuir el tiempo de fraguado y atenuar la sensibilidad a la humedad. Los RMGI son un híbrido de ionómero de vidrio y resina compuesta y, por lo tanto, contienen base ácida y componentes polimerizables. Los RMGI generalmente se formulan a partir de vidrios de fluoroaluminosilicato, fotoiniciadores, ácido poliacrílico, agua y un monómero de metacrilato soluble en agua, como metacrilato de hidroxietilo (HEMA), que puede o no estar injertado en el ácido poliacrílico. Los RMGI liberan flúor y se unen químicamente a la estructura dental, al igual que los productos GI convencionales, pero demuestran una resistencia mayor y temprana (Coutinho et al., 2007; Mitra, 1991).

Desde la introducción de los materiales de restauración fotopolimerizables, ha habido preocupación por la profundidad de la polimerización adecuada en toda la restauración. Estudios recientes han indicado que los propios materiales de resina o las fuentes de luz utilizado para activar el proceso de curado puede no proporcionar una óptima polimerización en las zonas más profundas de la restauración.

Las unidades de fotopolimerización (LCU) que utilizan luz de muy alta intensidad se recomiendan casi universalmente. Estas recomendaciones se basan generalmente en el más corto tiempos de curado requeridos cuando se usan luces de alta intensidad con propiedades físicas y mecánicas comparables a las de las luces de cuarzo-tungsteno-halógeno (QTH) (Rueggeberg et al., 1994).

Las LCU que emplean una punta de concentración de luz (Turbo Tip, Benlioglu Dental, Ankara, Turquía) puede producir densidades de potencia de hasta 1000 mW/cm<sup>2</sup> Bajo ciertas condiciones clínicas, el uso de luz de mayor intensidad puede acortar el tiempo de exposición requerido para el curado (Yap et al., 2003).

Durante varios años, las lámparas QTH han sido utilizado en la polimerización de materiales de restauración con las lámparas QTH, el curado normalmente se logra dentro de los 40 segundos de exposición a la luz (Munksgaard et al., 2000). A pesar

de su popularidad, las lámparas QTH tienen varios inconvenientes (Jandt et al., 2000). Las lámparas QTH tienen una vida útil limitada; reflectores y los filtros se degradan con el tiempo, reduciendo así la cantidad de salida de luz (Mills et al., 1999). Para superar los problemas inherentes a las LCU de las lámparas QTH, se ha propuesto la tecnología de diodos emisores de luz (LED) para el curado de material dental activado por luz (Mills, 1995).

## Cention

El Alkasite es un material de restauración básico del color del diente para restauraciones directas. Es autocurable y puede ser activado opcionalmente por medio de la fotopolimerización. Este alkasite está disponible en el color del diente A2. Es radiopaco y libera iones de fluoruro, calcio e hidróxido. Como material de doble curado, se puede utilizar como material de restauración aplicado en una sola intención (bulk fill). El fotocurado opcional se lleva a cabo con luz azul en el rango de longitud de onda de aproximadamente 400 - 500 nm. por lo que todas las lámparas de fotopolimerización estándar se pueden usar para endurecer el material. Este material de restauración está diseñado para efectuar restauraciones de dientes temporales y restauraciones en dientes permanentes clase I, II y V. Debido a sus características de auto adhesión, se puede utilizar sin adhesivo obteniendo adhesión directa del material de restauración a los tejidos dentales (Cedillo & Espinosa, 2019).

## Composición

### Líquido

La parte de monómero orgánico de Cention N se encuentra en forma líquida. Consta de cuatro metacrilatos diferentes, a saber, UDMA, DCP, una UDMA alifática aromática y PEG-400 DMA, que representan el 21,6 % en peso del material mezclado final. Los dimetacrilatos tienen dos grupos de metacrilato polimerizables (Jayaraj Deepa et al., 2018).

### Polvo

Los rellenos inorgánicos incluyen relleno de vidrio de silicato de aluminio y bario, trifluoruro de iterbio, un isofiller, relleno de vidrio de fluorosilicato de aluminio y calcio y un relleno de vidrio de fluorosilicato de calcio alcalino con un tamaño de partícula entre 0,1 y 35 micrómetros (Jayaraj Deepa et al., 2018).

## **MARCAS COMERCIALES**

Dentro de los materiales (ionómeros de vidrio y alcasites) existen las siguientes marcas:

Vitremer™: es un material para reconstrucción de muñones y restauraciones de ionómero de vidrio con tecnología patentada de triple polimerización (3M, 2023).

Ketac™ N100: nano-ionómero restaurador Fotopolimerizable es el primer material de ionómero de vidrio modificado con resina pasta/pasta desarrollada con nanotecnología (3M, 2023).

Cention N: El nuevo material de relleno pertenece al grupo de materiales de las alcasites. El relleno alcalino patentado aumenta la liberación de iones de hidróxido para regular el valor de pH durante los ataques ácidos. Como resultado, se puede prevenir la desmineralización. Además, la liberación de grandes cantidades de iones de fluoruro y calcio constituye una base sólida para la remineralización del esmalte dental. El sistema iniciador permite un buen autocurado químico (Ivoclar, Vivadent, 2023).

Gold Label 2: LC Restaurador de ionómero de vidrio fotopolimerizable Gold Label 2 LC es un ionómero de vidrio restaurativo reforzado con resina, que ha sido probado clínicamente. Le proporciona todas las ventajas de un ionómero de vidrio tradicional, así como importantes avances, tales como el triple curado, terminado inmediato, excelente estética y una técnica simple, que le ahorrara tiempo. Gold Label 2 LC es perfecto para restauraciones de Clase II, III y V, erosiones cervicales, abrasiones y restauraciones de la superficie de la raíz; pero el uso número uno es como una base o revestimiento en la técnica sándwich (GC Latinoamérica, 2023).

Dureza: La dureza es una propiedad que proporciona una medida relativa de su resistencia a la indentación al aplicar una carga determinada y continua para soportar la indentación o a su vez el rayado, La dureza superficial se determina a la resistencia a la indentación o penetración que tiene un material (Baptista et al., 2003).

## **CARACTERISTICAS DE LOS MATERIALES**

Existen ciertas características de los materiales que confieren seguridad al operador y permiten su empleo al momento de su elección, como lo son el coeficiente de expansión térmica, estabilidad del material, resistencia a las fuerzas de masticación, estética aceptable, microdureza superficial, entre otras (Fareed & Stamboulis, 2014).

La microdureza superficial de los materiales dentales va a determinar el grado de durabilidad de la restauración. Esta está directamente relacionada con la fuerza compresiva y la resistencia a la abrasión del mismo (Okada et al., 2011).

Las pruebas de microdureza parecen ser apropiadas para evaluar la degradación y durabilidad de los materiales dentales (Aliping-Mckenzie et al., 2003; Ellakuria et al., 2003; Okada et al., 2011).

## **Dureza**

La dureza es una propiedad que proporciona una medida relativa de su resistencia a la indentación al aplicar una carga determinada y continua para soportar la indentación o a su vez el rayado (Baptista et al., 2003).

### Prueba de dureza

Definida como un método de prueba para medir la resistencia de un material a la indentación, fue desarrollado para metales, pero se puede aplicar a polímeros incluso aunque exhiben una respuesta viscoelástica que complica el análisis (Wu et al., 2022).

### Dureza Knoop

El indentador Knoop es una pirámide de diamante que se diferencia del Vickers en proporciones y profundidad de impresión. La dureza Knoop es obtenido de una carga de prueba aplicada para formar una indentación en una prueba de superficie con un indentador de diamante piramidal que tiene una sección transversal rómbica y ángulos verticalmente opuestos de  $172.5^\circ$  y  $130^\circ$  y el área proyectada de la muesca permanente que se encuentra a partir de su más largo longitud diagonal (Lopez, 1993).

### Dureza Vickers

Se utiliza una maquina calibrada para emplear una carga compresiva predeterminada, con un indentador piramidal de diamante con base cuadrada se aplica perpendicularmente al material que se va a medir, con una carga determinada donde se va mantener un tiempo específico y luego es retirada del sitio y se puede observar una medida diagonal en la superficie del material (Santos E et al., 2001).

La microdureza es una de las propiedades físicas más importantes de los estudios *in vitro* nos reflejan lo que ocurre exactamente en un medio oral o material dental y puede definirse como la resistencia de un material a la indentación o penetración. Eso depende en la interacción de varias propiedades, como la ductilidad y la maleabilidad (Anusavice et al., 2012). Para las mediciones de microdureza de

Vicker, el número de dureza aumenta a medida que aumenta la dureza de la superficie. El cambio en la dureza puede reflejar el estado de curado de un material y la continuación de una reacción de fraguado (Basting R et al., 2002; Pek et al., 2003).

La microdureza es una de las características físicas más importantes para un estudio comparativo de materiales dentales (Willems, et al., 2020).

Aunque existen pocos estudios disponibles que comparen la microdureza entre GIC (Cementos de Ionómero de Vidrio) y RM-GIC (Cementos de Ionómero de Vidrio Modificados con Resina), sin embargo, se ha publicado sobre la alteración de la microdureza superficial de estos materiales cuando se han colocado en medio líquido durante mucho tiempo (Yap, 1997).

El término dureza se relaciona con la resistencia que presenta un material a la indentación (Anusavice, 2005). Las pruebas de dureza superficial parecen ser apropiadas para evaluar la degradación y durabilidad de los materiales dentales, para observar el efecto de los medios de almacenamiento en la superficie, como indicadores de resistencia al desgaste y durabilidad, y también para monitorear el proceso de endurecimiento de los cementos (Aliping-Mckenzie et al., 2003; Ellakuria et al., 2003; Hotta et al., 1995; Okada et al., 2011).

(Hansen, 1983)concluyó que la dureza superficial de los composites dentales puede verse significativamente afectado por la temperatura, la absorción de agua y el contacto tiempo con el medio acuoso

#### Sistema de medición de dureza del ionómero de vidrio

Históricamente, la mayoría de los investigadores han preferido las pruebas de dureza Vickers y Knoop para probar la dureza de los dientes de las prótesis o las resinas compuestas (Shahdad et al., 2007).

En las pruebas de microdureza, se hace una muesca en la muestra mediante un penetrador de diamante con un ángulo interfacial 136 ° que produce una impresión cuadrada mediante la aplicación de una carga. El tamaño de la indentación resultante se mide con la ayuda de un microscopio óptico calibrado y la dureza se evalúa como la tensión media aplicada debajo del indentador. La medición de la dureza es identificada con un accesorio de microscopio, que comprende el penetrador y los medios para aplicar pequeñas cargas.

Las pruebas de microdureza deben controlarse y replicarse con mucho cuidado, utilizando una carga lo más grande posible. La superficie de la muestra debe estar libre de deformaciones (por ejemplo, electropulida), plana y perpendicular al eje del penetrador. El penetrador se baja lentamente a una velocidad de  $<1 \text{ mm min}^{-1}$  en

condiciones sin vibraciones, deformando finalmente la superficie de prueba de una manera análoga a la fluencia en estado estable. Esta condición se logra en 15 s, un periodo de prueba comúnmente utilizado.

Las ecuaciones para la dureza Vickers (HV) es la siguiente:

$$HV = \frac{A \cdot P}{d^2}$$

HV: Numero de la dureza de Vickers

A: (136) valor constante del ángulo de la punta del diamante

P: carga aplicada (kg/f)

D: diagonal promedio de la huella (Shahdad et al., 2007)

## **Justificación**

El Ketac N100, Vitremer, GC Gold Label 2 LC, Cention N son de los materiales de elección en odontopediatría debido a sus propiedades de biocompatibilidad y liberación de flúor, además de su fácil manipulación, aplicación y autoadhesión a las estructuras dentales, el conocer si el *Streptococcus mutans* altera la microdureza superficial de estos materiales, nos permitirá que existan mejores pronósticos y mayor longevidad en los tratamientos de los niños.

## HIPÓTESIS

### Hipótesis de trabajo

El Cention N tiene mayor microdureza expuesto a *Streptococcus mutans* en su superficie expuesto a 6 semanas y 12 semanas comparado con los materiales restauradores (Ketac N100, Vitremer, GC Gold Label 2 LC).

### Hipótesis nula

El Cention N tiene menor microdureza expuesto a *Streptococcus mutans* en su superficie expuesto a 6 semanas y 12 semanas comparado con los materiales restauradores (Ketac N100, Vitremer, GC Gold Label 2 LC).

## OBJETIVOS

### Objetivo general

Determinar cuál material restaurador (Ketac N100, Vitremer, GC Gold Label 2 LC, Cention N) tiene mayor microdureza expuestos a *Streptococcus mutans* en su superficie 6 y 12 semanas.

### Objetivos específicos

Medir la microdureza superficial del material restaurador Ketac N100 después de ser expuesto a *Streptococcus mutans* 6 semanas.

Medir la microdureza superficial del material restaurador Ketac N100 después de ser expuesto a *Streptococcus mutans* 12 semanas.

Medir la microdureza superficial del material restaurador Vitremer después de ser expuesto a *Streptococcus mutans* 6 semanas.

Medir la microdureza superficial del material restaurador Vitremer después de ser expuesto a *Streptococcus mutans* 12 semanas.

Medir la microdureza superficial del material restaurador GC Gold Label 2 LC después de ser expuesto a *Streptococcus mutans* 6 semanas.

Medir la microdureza superficial del material restaurador GC Gold Label 2 LC después de ser expuesto a *Streptococcus mutans* 12 semanas.

Medir la microdureza superficial del material restaurador Cention N después de ser expuesto a *Streptococcus mutans* 6 semanas.

Medir la microdureza superficial del material restaurador Cention N después de ser expuesto a *Streptococcus mutans* 12 semanas.

Comparar la microdureza superficial del Ketac N100, Vitremer, GC Gold Label 2 LC, Cention N después de ser expuestos a *Streptococcus mutans* 6 y 12 semanas

## **MATERIAL Y MÉTODOS**

Diseño de investigación

Experimental *in vitro*

Universo

Especímenes cilíndricos 4 mm de diámetro y un espesor de 2 mm, de 4 diferentes marcas de materiales restaurativos (Ketac N100, Vitremer, GC Gold Label 2 LC, Cention N).

### **CRITERIOS DE SELECCIÓN**

Criterios de inclusión

Especímenes que cumplieron con las especificaciones de tamaño.

Especímenes con superficies lisas.

Criterios de exclusión

Especímenes cilíndricos que presentaron fractura, grietas, burbujas.

Especímenes que durante el proceso de elaboración fueron contaminados o presentaron cambio en su coloración.

Criterios de eliminación

Se eliminaron todos aquellos especímenes que sufrieron algún imprevisto durante el desarrollo de las pruebas que imposibilitaron evaluar las variables de interés.

## VARIABLES ESTUDIADAS

Variable dependiente

Variable dependiente	Definición Conceptual	Definición Operacional	Tipo variable	Escala de medida	Unidad de medida
Microdureza superficial	Resistencia a la indentación que presenta la superficie de cada espécimen.	Se aplica una fuerza de 2,9 N con un indentador de diamante durante 15 segundos. Las medidas se generan en número de dureza Vickers (VHN). Aplicando 3 muescas en diferentes zonas de cada espécimen.	Cuantitativa	De razón	Vickers

Variable independiente	Definición Conceptual	Definición Operacional	Tipo variable	Escala de medida	Unidad de medida
Discos de ionómero de vidrio modificados con resina Fotocurable 3M™ Ketac™ N100	Especímenes cilíndricos 4 mm de diámetro y un espesor de 2 mm	Se presiona completamente la palanca de "clicker" de ionómero de vidrio para suministrar "1 Click", se procede a espatular, posteriormente sobre el molde cilíndrico se dispensa y se fotopolimeriza.	Cualitativa	Nominal	-
Discos de ionómero de vidrio modificados con resina de ionómero Vitremer 3M Kit	Especímenes cilíndricos de 4 mm de diámetro y un espesor de 2 mm	Se mezcla el ionómero de vidrio. Dos cucharaditas de polvo y 2 gotas de líquido proporcionarán la cantidad de material adecuada para restauraciones. Utilizando una espátula de cemento, mezclar el polvo en el líquido. Todo el polvo debe ser incorporado en el	Cualitativa	Nominal	-

		<p>líquido en 45 segundos se coloca Sobre el molde cilíndrico. Se procede a foto polimerizar.</p>			
<p>Discos de ionómero de vidrio modificados con resina de ionómero GC GOLD LABEL 2 LC – Polvo/Líquido</p>	<p>Especímenes cilíndricos de 4 mm de diámetro y un espesor de 2 mm</p>	<p>Se mezcla el ionómero de vidrio que se colocara sobre un molde cilíndrico.</p> <p>La relación recomendada 1 cucharilla rasada de polvo por 2 gotas de líquido. Introducir una mitad del polvo en el líquido y mezclar con trazos frotantes (como los materiales de impresión) durante 10-15 segundos. Agregar el polvo restante y mezclar perfectamente hasta consistencia brillante. No exceder los 20-25 segundos de tiempo total de mezclado.</p> <p>Se procede a colocar sobre el molde cilíndrico y</p>	<p>Cualitativa</p>	<p>Nominal</p>	<p>-</p>

		realizar fotopolimerización.			
Discos de alkasite Cention N	Especímenes cilíndricos de 4 mm de diámetro y un espesor de 2 mm	<p>La proporción de mezcla de una pequeña cavidad es: 1 cucharada de medición de polvo y 1 gota de líquido (esto corresponde a una relación en peso de 4,6: 1). Para cavidades más grandes, la proporción de mezcla es 2 cucharadas de medición de polvo y 2 gotas de líquido o 3 cucharadas de polvo de medición y 3 gotas de líquido.</p> <p>Mezclar el polvo y el líquido en el bloque de mezcla con una espátula de plástico hasta obtener una consistencia homogénea (45–60 s).</p> <p>Se procede a colocar sobre el molde cilíndrico y realizar fotopolimerización.</p>	Cualitativa	Nominal	-

## METODOLOGÍA

Plan de procesamiento

La fase experimental se dividió en 4 fases:

Fase 1 Preparación de especímenes

Fase 2 Almacenamiento e incubación

Fase 3 Ensayo microdureza

Fase 4 Recolección de datos

## PROCEDIMIENTO

Fase 1 Preparación de especímenes

1. Se utilizó un molde de aluminio prefabricado de forma cilíndrica (4 mm de diámetro x 2 mm de espesor) para la preparación de los especímenes (Fig. 1)



Figura 1 Molde para realización de muestras

2. Se realizaron 80 especímenes fueron divididos de la siguiente manera:

Grupo 1: 5 especímenes de Ketac N100 con *Streptococcus mutans* a las 6 semanas.

Grupo 2: 5 especímenes de Ketac N100 sin *Streptococcus mutans* a las 6 semanas.

Grupo 3: 5 especímenes de Ketac N100 con *Streptococcus mutans* a las 12 semanas.

Grupo 4: 5 especímenes de Ketac N100 sin *Streptococcus mutans* a las 12 semanas.

Grupo 5: 5 especímenes de Vitremer con *Streptococcus mutans* a las 6 semanas.

Grupo 6: 5 especímenes de Vitremer sin *Streptococcus mutans* a las 6 semanas.

Grupo 7: 5 especímenes de Vitremer con *Streptococcus mutans* a las 12 semanas.

Grupo 8: 5 especímenes de Vitremer sin *Streptococcus mutans* a las 12 semanas.

Grupo 9: 5 especímenes de GC Gold Label 2 LC con *Streptococcus mutans* a las 6 semanas.

Grupo 10: 5 especímenes de GC Gold Label 2 LC sin *Streptococcus mutans* a las 6 semanas.

Grupo 11: 5 especímenes de GC Gold Label 2 LC con *Streptococcus mutans* a las 12 semanas.

Grupo 12: 5 especímenes de GC Gold Label 2 LC sin *Streptococcus mutans* a las 12 semanas.

Grupo 13: 5 especímenes de Cention N con *Streptococcus mutans* a las 6 semanas.

Grupo 14: 5 especímenes de Cention N sin *Streptococcus mutans* a las 6 semanas.

Grupo 15: 5 especímenes de Cention N con *Streptococcus mutans* a las 12 semanas.

Grupo 16: 5 especímenes de Cention N *Streptococcus mutans* a las 12 semanas.

3. Se procedió a realizar los especímenes de los 4 materiales de acuerdo a las indicaciones del fabricante, como se explica a continuación:

## Ketac N100

- El restaurador Ketac N100 fue diseñado para ser dispensado y mezclado en volúmenes iguales de cada pasta. Se dispenseo 2 clicks del Dispensador Clinker proporciono una cantidad adecuada de material para la mayoría de aplicaciones de relleno restaurador.
- Se mezcló ambas pastas durante 20 segundos utilizando una espátula de cemento.
- El restaurador Ketac N100 se colocó en incrementos de 2 mm o menos y se fotocuró después de cada incremento
- Una luz de curado LED (*Fig.2*) polimerizó con una exposición de luz de 20 segundos.



*Figura 2 Lámpara de Fotocurado LED 3M™ Elipar™ DeepCure con material ketac N100*

## Vitremer.

- Utilizando una espátula de cemento, se mezcló el polvo en el líquido. Todo el polvo se incorporó en el líquido en 45 segundos. El tiempo de trabajo de la mezcla normal de polvo/líquido fue de 3 minutos a temperatura ambiente, desde el comienzo de la mezcla.

- Se fotopolimerizó el ionómero de vidrio exponiendo su superficie al completo a 40 segundos de luz visible con una lámpara de fotopolimerización de 3M ESPE (*fig. 3*). La profundidad máxima de material para la fotopolimerización no excedió de 2 mm.



*Figura 3 Lámpara de Fotocurado LED 3M™ Elipar™ DeepCure con material vitremer*

#### GC Gold Label 2 LC

- Se colocó una cucharilla de polvo y dos gotas de líquido sobre el bloque. Se dividió el polvo en dos mitades
- Con una espátula de plástico se esparció el líquido en una capa fina. Se introdujo una mitad del polvo en el líquido y se mezcló con trazos frotantes (como los materiales de impresión) durante 10-15 segundos. Se agregó el polvo restante y se mezcló perfectamente hasta consistencia brillante. No se excedió los 20-25 segundos de tiempo total de mezclado.
- Se mezcló la cantidad necesaria de cemento. El tiempo de trabajo será de 3 minutos 15 segundos desde el inicio de la mezcla.
- Se fotopolimerizó durante 20 segundos utilizando un aparato de fotocurado con luz visible (*fig 4*). Se colocó la lámpara tan cerca como pueda de la superficie del cemento.



Figura 4 Lámpara de Fotocurado LED 3M™ Elipar™ DeepCure con material GC Gold Label 2 LC

#### Cention N

- La proporción de mezcla fue de 1 cucharada de medición de polvo y 1 gota de líquido.
- Se mezcló el polvo y el líquido en el bloque de mezcla con una espátula de plástico hasta obtener una consistencia homogénea 45 segundos.
- Se fotopolimerizó durante 20 segundos utilizando un aparato de fotocurado con luz visible LED 3M (Fig.5)



Figura 5 Lámpara de Fotocurado LED 3M™ Elipar™ DeepCure con material Cention N

4. Cada material se empacó dentro del molde, se comprimieron con la espátula de plástico, y se le dio el terminado, se fotopolimerizó de acuerdo al tiempo marcado por cada fabricante.
5. Se extrajeron las muestras del molde y se pulieron con discos de la marca Shoffu.
6. Todo se realizó en condiciones estériles a temperatura ambiente.
7. Se sometieron a luz ultravioleta durante 1 hora para antes de la incubación con y sin *Streptococcus mutans* (Fig. 6).



Figura 6 Muestras expuestas a luz ultravioleta

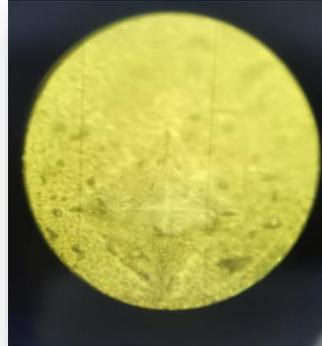
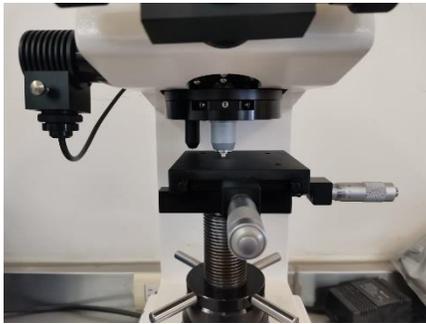
## Fase 2 Almacenamiento e incubación

Se utilizó *Streptococcus mutans*, se descongelaron y se sembraron en Agar Infusión Cerebro Corazón (BHI).

1. Cada grupo se incubó en tubos de vidrio con la cepa *Streptococcus mutans*
2. Se incubaron durante 6 semanas y 12 semanas.
3. Los grupos de *Streptococcus mutans* recibieron un cambio de medio de cultivo.
4. Una vez cumplidos los periodos experimentales, cada espécimen se enjuagó con agua bidestilada estéril, se secaron y se expusieron a luz ultravioleta para las pruebas mecánicas.

### Fase 3 Ensayo microdureza

1. La prueba de microdureza se realizó con un microdurómetro.
2. Se utilizaron los 80 especímenes cilíndricos.
3. Se aplicó una fuerza con un indentador de diamante durante 10 segundos. (Fig.7).
4. Se determinó realizando 3 indentaciones en diferentes zonas en un lado de cada espécimen.
5. Las medidas se generaron en número de dureza Vickers.



*Figura 7 Fotografía de la máquina de microdureza Vickers e indentación realizada*

### Fase 4 Recolección de datos

Los datos obtenidos de cada grupo se expresaron en valores cuantitativos y la información se procesó en tablas del programa de Excel.

### **ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

Los datos generados a partir del software de la máquina universal de prueba de microdureza expresaron en valores cuantitativos. La información fue procesada en el programa de Microsoft Excel, donde se expresaron los datos de media, desviación estándar y rango, fueron sometidos a un análisis estadístico: prueba t student, ANOVA, y posterior a ello prueba de Tukey para realizar comparaciones múltiples y así poder detectar diferencias estadísticamente significativas. La diferencia estadísticamente significativa fue establecida en un valor de  $P < 0.05$ .

## CONSIDERACIONES ÉTICAS

En esta investigación se tomaron en cuenta las recomendaciones de la Norma Oficial Mexicana NOM087-ECOL-SSA1-2002, acerca del manejo de los residuos peligrosos biológico infecciosos en las cuales se identificaron y recolectaron de los cultivos y cepas de agentes infecciosos (Cajas Petri, hisopos, frascos recolectores, guantes), para ser llevados al área correspondiente de generación del laboratorio de Análisis Clínico y Bacteriológico de la Universidad Autónoma de Querétaro.

## RESULTADOS

En el cuadro 1 se muestra la comparación de efecto de *Streptococcus mutans* en la microdureza en los cuatro grupos experimentales Gold Label 2 LC, Cention N, Vitremer, Ketac N100 fueron comparados sin bacterias a 6 semanas, y con *Streptococcus mutans* a 6 semanas se puede observar que no existe una diferencia significativa entre los grupos, el estudio se realizó con una dureza de Vickers de HV03 a 10 segundos.

Cuadro 1. Comparación de efecto de *Streptococcus mutans* en la microdureza en Vickers de los cuatro materiales dentales utilizados en odontopediatría sin bacterias y con bacterias

	Gold Label 2 LC (n=5)	Cention N (n=9)	Vitremer (n=8)	Ketac N100 (n=8)	Valor de p
	X ± DE (Rango)				
Sin bacterias 6 semanas	28.78 ± 4.27 (27.30-33.60)	30.75 ± 2.36 (29.10-34.70)	27.37 ± 2.65 (24.10–30.35)	30.59 ± 0.36 (30.30-31.10)	*0.1952
<i>Streptococcus mutans</i> 6 semanas	28.20 ± 2.84 (26.20-32.90)	32.67 ± 5.18 (31.60-38.30)	30.38 ± 1.50 (29.10-32.40)	33.29 ± 3.14 (29.40-36.30)	*0.1061
Valor de p	**0.8215	**0.4888	**0.0849	**0.1348	

a 6 semanas

X: Promedio; DE: Desviación estándar; \*: Prueba ANOVA; \*\*: Prueba t de student

En el cuadro 2 Se muestra la comparación de efecto de *Streptococcus mutans* en la microdureza en los cuatro grupos experimentales Gold label 2 LC, Cention N, Vitremer, Ketac N100 fueron comparados sin bacterias a 12 semanas, y con *Streptococcus mutans* a 12 semanas se puede observar que existe una diferencia significativa entre los grupos, el estudio se realizó con una dureza de Vickers de HV03 a 10 segundos.

Cuadro 2. Comparación de efecto de *Streptococcus mutans* en la microdureza en Vickers de cuatro materiales dentales utilizados en odontopediatría a 12 semanas con y sin bacterias

	Gold Label 2 LC (n=7)	Cention N (n=6)	Vitremer (n=7)	Ketac N100 (n=9)	Valor de p
	X ± DE (Rango)				
Sin bacterias					
12 semanas	27.85 ± 7.14 (22.80-32.90)	44.58 ± 9.36 (34.10-56.8)	30.38 ± 1.50 (29.10-32.40)	33.29 ± 3.14 (29.40-36.30)	*>0.0500
<i>Streptococcus mutans</i>					
12 semanas	30.00 ± 11.40 (21.90-38.10)	44.62 ± 0.88 (43.75-45.50)	35.83 ± 3.65 (31.70-38.60)	30.40 ± 1.69 (28.95-2.55)	*0.0150
Valor de p	**0.8427	**0.9943	**0.2557	**0.8491	

X: Promedio; DE: Desviación estándar; \*: Prueba ANOVA; \*\*: Prueba t de student

En el cuadro 3 se muestra el análisis estadístico *post hoc* entre grupos de la microdureza en los cuatro grupos experimentales Gold Label 2 LC, Cention N, Vitremer, Ketac N100 con *Streptococcus mutans* comparados a 12 semanas, se puede observar que existe una diferencia significativa entre los grupos Cention-Ketac N100 y Cention-Fugi.

Cuadro 3. Comparación de la microdureza de materiales con bacterias 12 semanas *Post Hoc* entre grupos

Grupo 1	Grupo 2	Valor de p
Cention N	Ketac N100	0.0153
Cention N	Gold Label 2 LC	0.0332
Gold Label 2 LC	Vitremer	0.5358
Gold Label 2 LC	Ketac N100	0.9996
Cention N	Vitremer	0.1659
Vitremer	Ketac N100	0.4533

Prueba Tukey

## DISCUSIÓN

Existen ciertas características de los materiales que confieren seguridad al operador y permiten su empleo al momento de su elección, como lo son el coeficiente de expansión térmica, estabilidad del material, resistencia a las fuerzas de masticación, estética aceptable, dureza superficial, entre otras (Fareed & Stamboulis, 2014)

El presente estudio tuvo la finalidad de comparar la microdureza superficial de los materiales Gold Label 2 LC, Cention, Vitremer, Ketac N100 y Vitremer, a su correspondiente tiempo de fotopolimeración cada uno, se incubaron con la cepa *Streptococcus mutans* a 6 y 12 semanas y de la misma forma, pero sin bacterias. La dureza superficial de los materiales dentales va a determinar el grado de durabilidad de la restauración. Esta está directamente relacionada con la fuerza compresiva y la resistencia a la abrasión del mismo (Okada et al., 2011). La técnica de ensayo utilizada fue microdureza Vickers (también a veces denominado pirámide de diamante), en el cual un penetrador de diamante muy pequeño y de geometría piramidal es forzado en la superficie de la muestra. La marca resultante se observa al microscopio y se mide, esta medida es entonces convertida en un número de dureza. La dureza se designa por HV. Es utilizada para el ensayo de materiales frágiles tales como cerámicas (Callister, 2020).

En los resultados a las 6 semanas existió una diferencia estadísticamente significativa en la microdureza en Vickers de los materiales dentales expuestos a *Streptococcus mutans*, por lo cual la hipótesis de trabajo, tiene que ser rechazada.

Sin embargo, a las 12 semanas los resultados mostraron una diferencia estadísticamente significativa realizada la prueba ANOVA, posterior a ellos realizado el post hoc, con la prueba Tukey, se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre el material Cention N con el material Ketac N100 y el material Cention N y el material Gold Label 2 LC, lo cual respalda nuestra hipótesis en la cual el material Cention N tiene mayor microdureza expuestos con *Streptococcus mutans* en su superficie a 6 y 12 semanas, comparado con los materiales restauradores Ketac N100, GC Gold Label, en cambio, no con el material Vitremer, ya que el Vitremer presentó una microdureza similar a la del material Cention N.

Los estudios previos se incluyeron pruebas de microdureza en materiales de restauración, específicamente ionómeros de vidrio modificados con resina. En dichos estudios, compararon el material Fuji II LC con el Vitremer y encontraron que

el Vitremer tenía una mayor microdureza (Ellakuria, Triana, Mínguez, et al., 2003). Estos resultados coinciden con los hallazgos de nuestro estudio actual.

Según Yap, A. U. J. (1997), la microdureza del Vitremer es mayor en comparación con sus homólogos, como el Fugii II LC y el Ketac N100, puede atribuirse a su triple proceso de curado o tercera reacción de polimerización. Esto facilita que la "curación" del metacrilato, que es una parte del material, pueda tener lugar sin necesidad de luz y, un aumento gradual de su dureza.

Se evaluó la microdureza de Cention y Fuji II LC utilizando la prueba Vickers, se observó que después de un período de 24 horas de almacenamiento en saliva artificial, el material Fuji II LC mostró una menor dureza superficial (Kasraei et al., 2022). Estos resultados son consistentes con los hallazgos de nuestro estudio.

Se decidió comparar al material Cention N frente a los ionómeros modificados con resina (Ketac N100, Vitremer, Fuji II LC), debido a que es uno de los materiales dentales utilizados en restauraciones de odontopediatría, además, tienen la característica en común de liberación de flúor. El vidrio alcalino del Cention N representa el 24.6% en peso del material final y esto libera niveles sustanciales de iones fluoruro (F-), comparables a los liberados por los ionómeros de vidrio tradicionales (Cedillo et al., 2019).

En fuentes consultadas se realizó un estudio de materiales de restauración a base de resinas en el cual estuvieron expuestas con *Streptococcus mutans*, *S. oralis* y *A. naeslundii* en un periodo de incubación de hasta 35 días, los cuales se observó que en pocas horas formaron gruesas películas bacterianas, posterior a ello fueron examinadas usando un microscopio de barrido electrónico para detectar daño y asperezas en la superficie, se demostró cierto grado de aspereza en la superficie de ellas. El estudio demostró claramente que las bacterias utilizadas se adherían fuertemente a los materiales de restauración a base de resinas. Como consecuencia de la colonización bacteriana y / o de una mala higiene oral, se puede producir cierto daño en los materiales restauradores. Esto sugiere la necesidad de que los dentistas realicen una evaluación de la higiene personal además de considerar las indicaciones generales y los factores económicos al seleccionar los materiales para restauraciones (Willershausen et al., 1999a, 1999b). El resultado no concuerda con la investigación, ya que la bacteria *Streptococcus mutans* no produjo daño sobre la superficie de los materiales lo cual no provocó cambios en la microdureza de los materiales.

Se ha informado que las fracciones de masa (Ferracane et al., 2014; Musterman et al., 2018; Zhou et al., 2019), el tamaño y la distribución de las partículas de relleno tienen un impacto importante en ciertas propiedades físicas y mecánicas, incluida

la microdureza de la superficie (Abed et al., 2015; Shah & Stansbury, 2014). También se informó que otros factores como la forma y la densidad de las partículas, el tipo y la proporción de monómeros, el grado de reticulación de los polímeros y los fotoiniciadores parecen tener un impacto importante en la microdureza de la superficie (Abed et al., 2015; Sabatini, 2013).

## **CONCLUSIONES**

Bajo las condiciones de este estudio *in vitro*, se puede concluir que el material Cention N conserva una microdureza superficial a 12 semanas similar a las de las 6 semanas, a pesar de ser expuesto a *Streptococcus mutans*.

Los ionómeros de vidrio Gold Label 2 LC, Ketac N100, Vitremer no presentaron una microdureza superficial similar a la de 6 y 12 semanas expuestos *Streptococcus mutans*.

Cention N y Vitremer presentaron una microdureza superficial similar a las 12 semanas de ser expuestos a *Streptococcus mutans*.

Gold Label 2 LC y Ketac N100 presentaron una microdureza superficial menor a Cention N y Vitremer a las 12 semanas de ser expuestos a *Streptococcus mutans*.

## BIBLIOGRAFÍA:

- Abed, Y. A., Sabry, H. A., & Alrobeigy, N. A. (2015). Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal*, 12(2), 71–80.
- Aliping-Mckenzie, M., Guy's, K. ', Thomas, S., Linden, R. W. A., & Nicholson, J. W. (2003). The effect of saliva on surface hardness and water sorption of glass-ionomers and ``compomers''. *Journal of Materials Science*, 13, 869–873.
- Anusavice, K. J. (2005). *Phillips Materiais Dentários. 11 Edição*. Elsevier Editora Ltda.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Baptista, M. C., Pagani, C., Bottino, M. C., & Benetti, R. (2003). Una comparación de la microdureza de materiales restaurativos compuestos indirectos. *J. Appl. Oral Sci*, 11(2).
- Basting R, Serra M, & Rodrigues A. (2002). In situ microhardness evaluation of glass-ionomer/composite resin hybrid materials at different post-irradiation times. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29, 1187–1195.
- Beighton, D. (2005). The complex oral microflora of high-risk individuals and groups and its role in the caries process. *Community Dent Oral Epidemiol*, 33, 248–255.
- Bratthall, D., & Petersson, H. (2005). Cariogram – a multifactorial risk assessment model for a multifactorial disease. Bratthall. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 33, 256–264.
- Cedillo, J., & Espinosa, R. (2019). *Adaptación marginal e hibridación de los alcasites; estudio in vitro, al meb-ec. marginal adaptation and hybridization of alcasites. in vitro, al meb-ec. Trabajo de investigación*.
- Coutinho, E., Yoshida, Y., Inoue, S., Fukuda, R., Snauwaert, J., Nakayama, Y., De Munck, J., Lambrechts, P., Suzuki, K., & Van Meerbeek, B. (2007). Gel Phase Formation at Resin-modified Glass-ionomer/Tooth Interfaces. In *J Dent Res* 86( 7).

- Crisp, S., Kent, B. E., Lewis, B. G., Ferner, A. J., & Wilson, A. D. (1980). Glass-ionomer Cement Formulations. II. The Synthesis of Novel Polycarboxylic Acids. *J Dent Rest*, 59(6), 1055–1063.
- Ellakuria, J., Triana, R., Minguez, N., Soler, I., Ibaseta, G., Maza, J., & Garcia-Godoy, F. (2003). Effect of one-year water storage on the surface microhardness of resin-modified versus conventional glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 19, 286–290.
- Ellakuria, J., Triana, R., Mínguez, N., Soler, I., Ibaseta, G., Maza, J., & García-Godoy, F. (2003). Effect of one-year water storage on the surface microhardness of resin-modified versus conventional glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 286–290.
- Fareed, M. A., & Stamboulis, A. (2014). Nanoclay addition to a conventional glass ionomer cements: Influence on physical propertie. *European Journal of Dentistry*, 8(4), 456–463.
- Ferracane, J. L., Pfeifer, C. S., & Hilton, T. J. (2014). Microstructural Features of Current Resin Composite Materials. In *Current Oral Health Reports* 1 (4), pp. 205–212). Springer Science and Business Media B.V.
- Hansen, E. K. (1983). After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. *J Dent Res*, 91, 406–410.
- Hill, R. G. (1988). Some structural aspects of glasses used in ionomer cements. *Glass Technol*, 29, 150–158.
- Hornsby, P. R. (1977). *A Study of the Formation and Properties of Ionic Polymer Cements*.
- Hotta, M., & Hirukawa, H. (1995). The effect of glaze on restorative glass-ionomer cements: evaluation of environmental durability in lactic acid solution. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22, 685–689.
- Jandt, K. D., Mills, R. W., Blackwell, G. B., & Ashworth, S. H. (2000). Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dental Materials*, 16, 41–47.
- Jayaraj Deepa, Simon Elsy, Kumar Ramesh, & S V Ravi. (2018). general information. *dental bites*, 5(4), 14–20.
- Kasraei, S., Haghi, S., Farzad, A., Malek, M., & Nejadkarimi, S. (2022). Comparative of flexural strength, hardness, and fluoride release of two

bioactive restorative materials with RMGI and composite resin. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 21.

Lopez, J. (1993). Microhardness Testing of Plastics: Literature Review. In *Polymer Testing* (Vol. 12).

McLean, J. W. (1994). Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int*, 25, 587–589.

McLean, & Wilson, A. D. (1977). The clinical development of the glass-ionomer cement. II. Some clinical applications. *Australian Dental Journal*, 22(2), 120–127.

Michalek, S. M., Katz, J., Childers, N. K., Martin, M., & Balkovetz, D. F. (2002). *Microbial/Host Interactions Mechanisms Involved in Host Responses to Microbial Antigens*.

Mills, R. W. (1995). Blue light emitting diodes--another method of light curing? *British Dental Journal*, 178(5), 169.

Mills, R. W., Jandt, K. D., & Ashworth, S. H. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dental Journal*, 186, 388–391.

Mitra, S. B. (1991). Adhesion to Dentin and Physical Properties of a Light-cured Glass-ionomer Liner/Base. *Journal of Dental Research*, 70(1), 72–74.

Munksgaard, E., Peutzfeldt, A., & Asmusse, E. (2000). Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *European Journal of Oral Sciences*, 108, 341–345.

Musterman, M., Placeholder, P., Bociong, K., Szczesio, A., Krasowski, M., & Sokolowski, J. (2018). The First Decade (1964-1972) What Is So Different About Neuroenhancement? Was ist so anders am Neuroenhancement? Pharmacological and Mental Self-transformation in Ethic Comparison Pharmakologische und mentale Selbstveränderung im ethischen Vergleich The influence of filler amount on selected properties of new experimental resin dental composite. *Journal Xyz*, 16(2), 122–135.

Nicholson, Brookman, P. J., Lacy, O. M., & Wilson, A. D. (1988). Fourier Transform Infrared Spectroscopic Study of the Role of Tartaric Acid in Glass-ionomer Dental Cements. In *J Dent Res* 67(12).

Nicholson, J. W. (1998). Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*, 19, 485–494.

- Okada, K., Tosaki, S., Hirota, K., & Hume, W. R. (2011). Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dental Materials*, 17, 34–39.
- Pek, Y. S., Ch, P., & Ang, E. (2003). Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30, 1–8.
- Rueggeberg, F. A., Caughman, W. F., & Curtis, J. W. (1994). Effect of light Intensity and Exposure Duration on Cure of Resin Composite. *Operative Dentistry*, 19, 26–32.
- Sabatini, C. (2013). Comparative study of surface microhardness of methacrylate-based composite resins polymerized with light-emitting diodes and halogen. *European Journal of Dentistry*, 7(3), 327–335.
- Santos E, Yenque D, Rojas O, & Rosales V. (2001). ACERCA DEL ENSAYO DE DUREZA. *Industrial Data*, 7380.
- Shah, P. K., & Stansbury, J. W. (2014). Role of filler and functional group conversion in the evolution of properties in polymeric dental restoratives. *Dental Materials*, 30(5), 586–593.
- Shahdad, S. A., McCabe, J. F., Bull, S., Rusby, S., & Wassell, R. W. (2007). Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dental Materials*, 23(9), 1079–1085.
- Sidhu, S., & Nicholson, J. (2016). A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*, 7(3), 16.
- Smith, D. C. (1990). Composition and characteristics of glass ionomer cements. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 120(1), 20–22.
- Smith, D. C. (1998). Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials*, 19(6), 467–478.
- Steenbock, P. (1954). Improvements in and relating to the manufacture of a material designed for the production of cement. *UK Patents*, 15176, 15181.
- Willems, G., Celis, J. P., Lambrechts, P., Braem, M., & Vanherle', G. (2020). *Hardness and Young's modulus determined by nanoindentation technique of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel.*
- Willershausen, B., Callaway, A., Ernst, C. P., & Stender, E. (1999a). The influence of oral bacteria on the surfaces of resin-based dental restorative materials - An in vitro study. *International Dental Journal*, 49(4), 231–239.

- Willershausen, B., Callaway, A., Ernst, C. P., & Stender, E. (1999b). The influence of oral bacteria on the surfaces of resin-based dental restorative materials - An in vitro study. *International Dental Journal*, 49(4), 231–239.
- Wilson. (1991). Glass-Ionomer Cement-Origins, Development and Future. In *Clinical Materials* (Vol. 7, pp. 275–282).
- Wilson, A. D. (1971). The glass-ionomer cement, a new translucent cement for dentistry. *J Appl Chem Biotechnol*, 21, 313.
- Wilson, A. D., Crisp, S., & Ferner, A. J. (1976). Reactions in Glass-Ionomer Cements: IV. Effect of Chelating Comonomers on Setting Behavior. *J Dent Res*, 55(3), 489–495.
- Wilson, Mc Lean, A., & John, W. (1988). Glass Ionomer Cement. Quintessence Publishing, Co. Inc. Chicago.
- Wu, H., Dave, F., Mokhtari, M., Ali, M. M., Sherlock, R., McIlhagger, A., Tormey, D., & McFadden, S. (2022). On the Application of Vickers Micro Hardness Testing to Isotactic Polypropylene. *Polymers*, 14(9).
- Yap, A. U. J. (1997). Post-irradiation hardness of resin-modified glass ionomer cements and a polyacid-modified composite resin. *Journal of materials science: materials in medicine*, 8, 413–416.
- Yap, A., Wong, N., & Siow, K. (2003). Composite Cure and Shrinkage Associated with High Intensity Curing Light. *Operative Dentistry*, 28(4), 357–364.
- Zhou, X., Huang, X., Li, M., Peng, X., Wang, S., Zhou, X., & Cheng, L. (2019). Development and status of resin composite as dental restorative materials. In *Journal of Applied Polymer Science* (Vol. 136, Issue 44). John Wiley and Sons Inc.