



Universidad Autónoma de Querétaro  
Facultad de Medicina  
Especialidad en Rehabilitación Bucal

“INFLUENCIA DE *STREPTOCOCCUS MUTANS* SOBRE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE RESISTENCIA DE RESINAS COMPUESTAS USADAS EN ODONTOLOGÍA”

**Tesis**

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

**Presenta:**

Lic. en Odontología America Monserrat Rios Madrigal

**Dirigido por:**

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez

Dr. Rubén Abraham Domínguez Pérez  
Presidente

---

CD.EPI.MAE. Rosa María Sánchez Ayala  
Secretario

---

Lic. en O.EOR. José Antonio Guerrero Guzmán  
Vocal

---

CD. EPB. Lizbeth del Carmen Serrano Hernández  
Suplente

---

CD.EOR. Deicy Álvarez Rodríguez  
Suplente

---

Centro Universitario, Querétaro, Qro.  
Noviembre  
2020  
México

## Resumen

**Introducción:** Actualmente las resinas compuestas se utilizan con mayor frecuencia. La saliva humana está compuesta por diversas enzimas. Algunas de ellas son las esterasas, estas actúan degradando las resinas compuestas por medio de hidrolisis. El *Streptococcus mutans* (*S. mutans*) es una de las fuentes de producción de esterasas.

**Objetivo:** Este estudio tiene como objetivo determinar en que resina compuesta, ENA Hri Dentina; Micerium (HRI), en la IPS Empress Direct Dentina; Ivoclar Vivadent (EMP) ó en la Clearfil AP-X ES-2 Dentina; Kuraray (CLR), es afectada su resistencia a la flexión posterior de haber sido expuestas a *S. mutans* después de 30 y 60 días.

**Material y Métodos:** Se realizó un estudio experimental *in vitro*. Fueron evaluadas tres resinas compuestas. Se elaboraron 144 barras de resina, divididas en 5 grupos: 1 (n=24) barras para el grupo control, 2 (n=30) barras para el grupo de 30 días sin exposición a bacterias, 3 (n=30) barras para el grupo de 60 días sin exposición a bacterias, 4 (n=30) barras para el grupo de 30 días con exposición a bacterias, 5 (n=30) barras para el grupo de 60 días con exposición a bacterias. Todos los especímenes fueron almacenados en microtubos. Después de 30 y 60 días de almacenamiento, se realizó la prueba de resistencia a la flexión en la máquina de pruebas universales.

**Resultados:** Los datos obtenidos se sometieron a un Análisis de la Varianza (ANOVA) y prueba Tukey ( $p > 0.05$ ). Se observó que en todos los casos la resina HRI se mostró con mayor resistencia a la flexión con resultados significativos comparado con las otras resinas evaluadas.

**Conclusiones:** Ninguna de las tres resinas estudiadas fueron afectadas en su resistencia a la flexión por la exposición a *S. mutans*. La resina HRI fue superior en su resistencia a la flexión comparada con las resinas EMP y CLR.

**Palabras clave:** Resistencia a la flexión; Resinas compuestas; *Streptococcus mutans*.

## Summary

**Introduction:** Currently, the use of composite resins are more frequent. Human saliva is made up of various components such as enzymes. One type of enzyme that is present in the saliva is esterases that act on the degradation of composite resins via hydrolysis. *Streptococcus mutans* (*S. mutans*) is one of the major sources of esterases.

**Objective:** The objective of this study was to determine in which composite resin, ENA Hri Dentin; Micerium (HRI), IPS Empress Direct Dentin; Ivoclar Vivadent (EMP) or Clearfil AP-X ES-2 Dentin; Kuraray (CLR), is affected the flexural strength after being colonized by *S. mutans* after 30 days and 60 days.

**Material and Methods:** An in vitro experimental study was carried out. The composite resins HRI, EMP, and CLR were evaluated. 144 resin bars were made, divided into 5 groups: 1 (n = 24) bars for the control group, 2 (n = 30) bars for the 30-day group without exposure to bacteria, 3 (n = 30) bars for the group of 60 days without exposure to bacteria, 4 (n = 30) bars for the group of 30 days with exposure to bacteria, 5 (n = 30) bars for the group of 60 days with exposure to bacteria. All specimens were stored in microtubes. After 30 and 60 days of storage, the flexural strength test was carried out on the universal testing machine.

**Results:** The data obtained were subjected to an Analysis of Variance (ANOVA) and Tukey test ( $p > 0.05$ ). In all cases, the HRI resin presented a greater flexural strength compared to the other evaluated resins.

**Conclusions:** None of the three studied resins were affected by *S. mutans*. The HRI resin was superior in its flexural resistance compared to EMP and CLR resins.

**Keywords:** Flexural strength; Composite resins; *Streptococcus mutans*.

## Dedicatorias

Dedico este proyecto de tesis a mis padres quienes a lo largo de mi vida han velado por mi bienestar y educación siendo mi apoyo en todo momento, por apoyarme con los recursos necesarios a manos llenas para poder estudiar este posgrado, depositando toda su confianza en cada reto que se me presentaba sin dudar ni un solo momento en mi capacidad e inteligencia. Este proyecto es para ustedes gracias por todo, siempre estaré agradecida por todo lo que me han apoyado, por ustedes soy una persona profesionalista, con valores, con ganas de salir adelante para poder ser una buena persona en este mundo.

Los amo con todo mi corazón.

America Monserrat Rios Madrigal

## **Agradecimientos**

A Dios por permitirme vivir este momento con mucha salud.

A mi padre por su apoyo incondicional pude concretar esta etapa.

A mi madre por sus consejos, su alegría, por siempre motivándome.

A mi novio Gabriel que siempre estuviste presente en todo momento, apoyándome cuando creía que no podía concluir este proyecto.

A mis sobrinas Grecia y Marlén por ser mi motivación, para demostrarles que todo se puede en ésta vida si lo deseas.

A mi asesor de tesis Dr. Rubén Domínguez por su dedicación a este proyecto, por su enorme paciencia hacia mi persona, muchas gracias por su apoyo.

## 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. Introducción</b>	1
<b>II. Fundamentación teórica</b>	3
<b>III. Hipótesis</b>	17
<b>IV. Objetivos</b>	18
IV.1 General	18
IV.2 Específicos	18
<b>V. Material y métodos</b>	19
V.1 Tipo de investigación	19
V.2 Universo	19
V.3 Criterios de selección	19
V.3.1 Variables estudiadas	20
V.4 Procedimientos	20
V.4.1 Análisis estadístico	32
<b>VI. Resultados</b>	33
<b>VII. Discusión</b>	35
<b>VIII. Conclusiones</b>	38
<b>IX. Bibliografía</b>	39

## Abreviaturas y siglas

( $\mu\text{m}$ ) micrómetros

(ANOVA) Análisis de la varianza con un factor

(BisGMA) bisfenol A-glicidil metacrilato

(BisEMA) bisfenol A polietilenglicol dimetacrilato dietético

(BisHPPP) bishidroxi-propoxi-fenil-propano

(CLR) Clearfil AP-X ES-2 Dentina; Kuraray

(E-BPA) bisfenol A etoxilado

(EGDMA) etilenglicol dimetacrilato

(EMP) IPS Empress Direct Dentina; Ivoclar Vivadent

(GTF) glucosiltransferasas

(HEMA) metacrilato de hidroxietilo

(HRI) ENA Hri Dentina; Micerium

(ISO) Organización Internacional para la Estandarización

(nm) nanómetros

(*S. mitis*) *Streptococcus mitis*

(*S. mutans*) *Streptococcus mutans*

(*S. sanguis*) *Streptococcus sanguis*

(TEGDMA) Trietilenglicol Dimetacrilato

(TEGMA) metacrilato de trietilenglicol

(UDMA) dimetacrilato de uretano

(UEDMA) 1,6-bis (metacrililoiloxi-2-etoxicarbonilamino) -2,4,4-trimetilhexano

## I. Introducción

Un material restaurador dental tiene como objetivo simular las propiedades biológicas, funcionales y estéticas de la estructura dental.

En la actualidad las resinas compuestas son utilizadas con mayor frecuencia, una de las razones es principalmente por sus excelentes propiedades estéticas. La eficacia de las resinas compuestas depende de diversos factores como su composición, tamaño de las partículas de relleno y su aplicación clínica.

Por otra parte, uno de los problemas que podemos encontrar en las resinas compuestas es la pérdida de estabilidad desencadenando un ajuste marginal y por lo tanto infiltración de bacterias desencadenando caries secundarias. Casi el 70% de las restauraciones de resinas compuestas deben ser reemplazadas por problemas de estabilidad en el ajuste marginal. Así como la degradación de las mismas resinas.

A la vez, la saliva humana se compone de diversos elementos que son de gran importancia en la salud oral. Un componente principal de la saliva son las enzimas. Un tipo de enzima que encontramos en la saliva son las esterasas actúan en la degradación de las resinas compuestas.

El *Streptococcus mutans* (*S. mutans*) es considerado como el principal agente etiológico de la caries dental, el *S. mutans* puede tener actividades de tipo esterasas a un nivel capaz de degradar por medio de hidrólisis a las resinas compuestas. Esto representa un hallazgo significativo para el campo e identifica una clara vulnerabilidad de las resinas compuestas actuales ante la bacteria que se presenta con mayor frecuencia en la cavidad oral, comprometiendo la integridad de los márgenes y la reducción de la longevidad de las restauraciones.

Además de la dureza, otro factor importante es el pulido que se le realiza posteriormente de polimerizar a las resinas compuestas, este procedimiento



puede afectar la integridad marginal, lo que lleva a la formación de depresiones donde las bacterias se adhieren y es aquí donde la colonización bacteriana comienza a afectar a la durabilidad del material restaurador.

Con este estudio se pretende determinar cual resina compuesta: ENA Hri Dentina; Micerium (HRI), IPS Empress Direct Dentina; Ivoclar Vivadent (EMP) o Clearfil AP-X ES-2 Dentina; Kuraray (CLR) se presenta disminución en su resistencia a la flexión. Saber si esta propiedad es afectada posteriormente de haber sido expuesta a *S. mutans* durante 30 y 60 días. Se pretende beneficiar al odontólogo apoyándolo en la selección de la resina compuesta al momento de planificar sus tratamientos, lo que le permitirá brindar tratamientos con mayor durabilidad, calidad, dando un resultado satisfactorio a cada paciente en la clínica.

## II. Fundamentación teórica

La elección de un compuesto a base de resina para una restauración en la odontología moderna requiere de un equilibrio y de un gran número de requisitos como propiedades mecánicas tales como resistencia a la fractura, dureza superficial, modulo de elasticidad, bajo desgaste, baja absorción de agua. Al mismo tiempo, se requieren propiedades biológicas que se asemejen a la estructura dental, sin presencia de hipersensibilidad, preservación de la integridad dental en términos de no provocar fracturas o grietas. Además, las consideraciones estéticas, tales como la estabilidad de color, capacidad de pulido optimo, brillo de la superficie a largo plazo, la ausencia de tinción marginal o de la superficie deben ser considerado (Hickel et al. 2007).

Por otro lado, un material de restauración dental tiene como objetivo simular las propiedades biológicas, funcionales y estéticas de la estructura dental sana. Materiales como amalgama, aleaciones de oro y plata, han obtenido un largo historial del éxito clínico, se han utilizado como materiales de restauración dental desde hace más de 100 años, sobre todo como materiales de restauración para la zona posterior debido a sus buenas propiedades mecánicas (Moezzyzadeh, 2012).

Por ejemplo, con la amalgama de plata ha habido una gran preocupación por la presencia de mercurio en su composición, principalmente por la toxicidad del mercurio (Eley, 1997). Otro problema importante es el color de la amalgama por consideraciones estéticas.

Sin embargo, debido a las altas propiedades estéticas de las resinas compuestas, su uso en odontología restauradora ha aumentado considerablemente en las últimas décadas (Hegde et al., 2011) dejando atrás a la amalgama de plata, que se utilizó durante muchos años. Esto se debe principalmente a su etiqueta "libre de metal", que permite que las resinas

compuestas imiten el tono del diente natural, especialmente en regiones anteriores altamente estéticas, cumpliendo así la demanda del paciente de una restauración similar a un diente (Mitra et al., 2003).

Las resinas compuestas tienen una estética prometedoras, sin embargo, estos materiales son muy sensibles a la técnica y las propiedades mecánicas no son tan buenas como las de la amalgama (Saunders, 2009).

Por otra parte, las resinas compuestas dentales se pueden distinguir por diferencias en la formulación, adaptadas a las aplicaciones específicas como restauradores, selladores, cementos, materiales provisionales, etc. Estos materiales son similares en que todos están compuestos de una matriz polimérica, típicamente un dimetacrilato, rellenos de refuerzo, típicamente hechos de vidrio radiopaco, un agente de acoplamiento como el silano para unir el relleno a la matriz y los químicos que promueven o modulan la reacción de polimerización (Klapdohr y Moszner, 2005) La resina compuesta se compone de tres fases: fase orgánica o matriz, fase dispersa (relleno) y fase interfacial (interfaz) (Weir 2010).

La primera fase (fase orgánica) consiste en la matriz de resina o el cuerpo del material. Este es el componente químicamente activado del material compuesto que se somete a polimerización. La segunda fase (fase dispersa o material de relleno) está constituida por el material de relleno, que está incrustado en la matriz. Es esta fase la que proporciona el volumen y la resistencia general al material compuesto. La tercera fase (fase interfacial) es el agente de acoplamiento, que forma un enlace entre la matriz y el relleno (Kaur y Luthra, 2011).

Además de estas fases, también se requiere un sistema activador-iniciador para comenzar el proceso de polimerización. El iniciador más comúnmente utilizado es la canforquinona.

De las tres fases, la fase dispersa (relleno) es de suma importancia. El comportamiento mecánico y físico general y el rendimiento clínico de las resinas compuestas se rigen en gran medida por el tamaño, la cantidad y la distribución de las partículas de relleno incorporadas en la matriz. La cantidad de relleno que se puede incorporar en cualquier matriz de resina está dictada por el área superficial de la partícula de relleno. Entre mayor sea el área de superficie de las cargas para un porcentaje de peso particular, mayor es la carga de relleno, lo que posteriormente resulta en un aumento de volumen y resistencia del material compuesto. Su propósito es aumentar el módulo de elasticidad, resistencia, reducir la contracción de polimerización y tener efectos positivos sobre el coeficiente de expansión térmica y absorción de agua.

El componente inorgánico de las resinas compuestas dentales son las partículas de relleno convencionales están compuestas comúnmente por partículas de vidrio de cuarzo (sílice / dióxido de silicio), vidrio, bario, estroncio y zirconia, con un tamaño de partícula que varía de 0.06 micrómetros ( $\mu\text{m}$ ) a 100  $\mu\text{m}$  (Kumar et al., 2011).

Una manera de clasificar a las resinas compuestas dentales es por el tamaño de su partícula.

Estos materiales con partículas grandes "macrorelleno" eran muy fuertes, pero difíciles de pulir e imposibles de mantener la superficie lisa. Para abordar la importante cuestión de la estética a largo plazo, los fabricantes comenzaron a formular compuestos de "microrellenos". El nivel de relleno en estos materiales era bajo, pero podría aumentarse incorporando rellenos de resina prepolimerizados altamente cargados dentro de la matriz a la que se agregaron partículas adicionales de "microrellenos" (Bayne et al., 1994).

Por el contrario, la nueva técnica de nanotecnología se emplea mediante átomos y moléculas individuales que se modifican a nivel molecular y atómico para fabricar estructuras funcionales (Ingle y Gopal, 2011). En los compuestos convencionales, estas partículas de relleno grandes se modificaron en partículas más pequeñas (Kumar et al., 2011). Las partículas de relleno se manipulan para producir "nanorellenos" que luego se incorporan a la matriz de resina dimensión a nanoescala, dando como resultado la formación de tales "nanocompuestos" (George, 2011).

Los nanocompuestos son generalmente de dos tipos: "nanohíbridos y nanorelleno ". Los nanohíbridos se componen de rellenos de vidrio triturado junto con nanopartículas en el rango de tamaño de 40-50 nanómetros (nm). Los compuestos tipo nanorelleno, por otro lado, están formados por una combinación de: (a) Nanómeros, partículas de relleno de sílice monodispersas, no dispersas, de tamaño nanométrico en el rango de tamaño de 20-75 nm y (b) Nanoclusores, aglomeraciones de combinación de partículas de óxido de sílice y óxido de circonio (Moszner y Klapdohr, 2004).

El tamaño más pequeño de estas partículas permite un mayor relleno (hasta un 79%) y distribución en la matriz de resina y también tiende a aumentar el área interfacial entre el relleno y la matriz, lo que conduce a una mejor dispersión y una reducción de la contracción de polimerización. Las partículas de relleno tipo nanorelleno así logradas tienen una resistencia y dureza superiores, junto con una mejor caracterización del tono, acabado, textura, translucidez, retención de brillo y menor biodegradación (Ingle y Gopal, 2011).

Estos compuestos nanométricos están recubiertos con agentes de acoplamiento para mejorar la unión. Para lograr una fuerte interacción covalente entre la matriz orgánica y las cargas inorgánicas se utiliza agentes de acoplamiento.

Los agentes de acoplamiento tienden a promover la unión ó adhesión entre las partículas de relleno y la matriz, ayudan en la transferencia de cargas y tensiones. Un agente de acoplamiento utilizado comúnmente es el gamma metacriloxipropil trimetoxisilano. Este proceso se basa en un lado del agente de acoplamiento tiende a unirse con grupos hidroxilo de partículas de sílice y el otro se copolimeriza con la matriz polimérica (Kanaparthi y Kanaparthi, 2011). Otros agentes se agregan en menor cantidad que son los iniciadores para la activación de la luz, aceleradores, pigmentos para mejorar el color.

Por otro lado, existe otro sistema de clasificación de las resinas compuestas; un método de clasificación mas simplificado y aceptado que divide las resinas en dos: la primera “nanohíbridas”. Según la literatura las resinas nanohíbridas exhiben mejores propiedades mecánicas. La segunda “microrelleno” (Klapdohr y Moszner, 2005).

Se han hecho muchos esfuerzos para producir resinas compuestas que imiten a la estructura natural del diente tanto como sea posible. Los avances realizados en el campo de las resinas compuestas se han centrado principalmente en la mejora de las propiedades mecánicas, en el aumento de la resistencia mecánica de estos materiales (Wu et al., 2009). Características como los componentes químicos, tamaño y forma de partículas de relleno, son factores que pueden afectar la durabilidad de las resinas compuestas (Lutz y Krejci, 1999).

Desafortunadamente, ninguna de las resinas compuestas dentales disponibles actualmente es capaz de cumplir con la estética requerida para el diente anterior y las necesidades funcionales de restauraciones posteriores (Hegde et al., 2011). Casi el 70% de las restauraciones con resinas compuestas son reemplazadas; el motivo principal es debido a tratamientos restaurativos no exitosos (Murray et al., 2002). La caries recurrente o secundaria es el motivo principal para el reemplazo de las resinas compuestas, seguido de la fractura (Ferracane, 2011).

Sin embargo, uno de los principales inconvenientes del uso de las resinas compuestas dentales en restauraciones es su gran susceptibilidad a la adherencia microbiana en su superficie (Bernardo et al., 2007). La acumulación de bacterias en las resinas compuestas puede causar la formación de caries secundarias.

En el proceso de formación de placa bacteriana en la superficie de sustratos sólidos, incluidos los dientes y los materiales restauradores, la adhesión inicial de las bacterias, los llamados colonizadores tempranos, a la superficie es un paso muy importante (Kolenbrander y London, 1993). La adherencia bacteriana inicial a la superficie sólida se ve facilitada por varios factores, es decir, por interacciones electrostáticas (Larsson y Glantz, 1981) e hidrofóbicas (Weerkamp et al., 1988), parámetros termodinámicos (Pratt Terpstra et al., 1988) y mecanismos de unión específicos que incluyen interacciones entre la adhesión y el receptor mediante las cuales las bacterias se unen selectivamente a la superficie (Gibbons et al., 1986).

En 1924, J. Clarke aisló un organismo de lesiones cariosas y lo llamó *S. mutans* (Clarke, 1924). A mediados de la década de 1960, los estudios clínicos y de laboratorio basados en animales mostraban *S. mutans* como un agente etiológico importante en la caries dental (Loesche, 1986). El hábitat natural de *S. mutans* es la cavidad oral, más específicamente, en la placa bacteriana. El potencial cariogénico de *S. mutans* reside en tres atributos centrales: (1) la capacidad de sintetizar polímeros extracelulares de glucano a partir de sacarosa por la acción de que ayudan en la colonización de superficies duras en la cavidad oral y el desarrollo de la matriz polimérica extracelular de las mismas, (2) la capacidad de transportar y metabolizar carbohidratos en ácidos orgánicos también llamada acidogenicidad, (3) la capacidad de prosperar en condiciones de estrés ambiental, particularmente de pH bajo ó en un medio ácido (Lemos y Burne, 2008).

El *S. mutans* produce tres tipos de enzimas GTF que son: GTFB, GTFC, GTFD, cuya acción es esencial para la adherencia de las células bacterianas dependientes de la sacarosa (Ooshima et al., 2001). Cada enzima se compone de 2 dominios funcionales, un dominio catalítico amino terminal que se une e hidroliza el sustrato de sacarosa, y otro dominio de unión a glucano carboxilo terminal que funciona como receptor para unir glucanos y también juega un papel importante en la determinación de la naturaleza del glucano sintetizado por un GTF (Kato et al., 1992). La síntesis simultánea de glucanos por GTFB Y GTFC es esencial para el establecimiento de una matriz que mejora la coherencia de las células bacterianas y la adherencia a las superficies de los dientes, lo que permite la formación de una placa bacteriana de alta densidad (Tamesada et al., 2004).

El *S. mutans* metaboliza los carbohidratos para adherirse y formar una biopelícula en la superficie de los dientes. Como característica distintiva de este organismo es su capacidad para metabolizar una gran variedad de carbohidratos (Ajdić et al., 2002). La sacarosa es un disacárido compuesto de glucosa y fructosa que ha demostrado ser el más cariogénico de todos los carbohidratos (Zeng y Burne, 2013).

En el ambiente intracelular, los carbohidratos se fermentan por medio de glucolisis con producción de ácidos orgánicos, principalmente de ácido láctico (Bowen y Koo, 2011) que conduce a la desmineralización de las estructuras dentales. La habilidad del *S. mutans* adaptarse a cambios ambientales repentinos y sustanciales dentro de la placa bacteriana es una característica que contribuye a su estatus como principal agente etiológico de la caries dental (Lemos y Burne, 2008).

Se ha informado que el *S. mutans* es la bacteria mas predominante en la cavidad oral, pero no se detectó *S. mutans* cuando se aislaron las bacterias orales



que se habían acumulado en la resina compuesta durante 2 horas (Yamamoto et al., 1989). Sus hallazgos aparentemente estuvieron de acuerdo con los reportados por estudios *in vivo* que demuestran que los *Streptococcus* orales, particularmente el grupo *Streptococcus sanguis* (*S. sanguis*), *Streptococcus mitis* (*S. mitis*), fueron dominantes en la colonización bacteriana temprana en las superficies del esmalte humano (Nyvad y Kilian, 1990).

Ha habido pocos estudios que describan el problema relacionado con la estabilidad química de las resinas compuestas en la cavidad oral. Específicamente, las reacciones bioquímicas entre los materiales y la saliva humana.

La saliva humana es una mezcla compleja de sustancias que juegan un papel importante en la salud general de la cavidad oral (Lenander Lumikari et al., 1998). Un componente principal de la saliva humana son las proteínas que incluyen las inmunoglobulinas, estaterinas, proteínas ricas en prolina, ácidos y enzimas. Una clase de enzimas que se encuentran en la saliva humana son las esterases (Lindqvist et al., 1977).

A pesar de que la acción de estas esterases no se ha aclarado completamente, se cree que están involucradas en la degradación de las proteínas de la matriz (Moe y Kirkeby, 1990). Algunos estudios han demostrado que también pueden tener un efecto en los materiales de restauración utilizados en la odontología, específicamente en las resinas compuestas (Larsen y Munksgaard, 1991). Se ha demostrado que las enzimas derivadas biológicamente como el colesterol esterasa y pseudo-colinesterasa, así como la saliva humana pueden degradar los componentes monoméricos de las resinas compuestas dentales (Jaffer et al., 2002). Los monómeros utilizados en odontología normalmente son líquidos que se transforman en un polímero sólido durante una reacción química llamada "Polimerización".

Mientras tanto, en 1956, Bowen sintetizó un nuevo monómero, producto de reacción del bisfenol A- glicidil metacrilato (BisGMA), que se conoció como BisGMA y condujo al desarrollo de la resina compuesta moderna. BisGMA finalmente demostró ser muy útil en odontología debido a sus ventajas clínicas y técnicas sobre los acrílicos y las resinas.

Sin embargo, el BisGMA tiene una viscosidad bastante alta, lo que limita la incorporación de rellenos de refuerzo y hace que la resina compuesta sea de una consistencia gruesa y difícil de manipular clínicamente. Para superar esto, las formulaciones hechas con BisGMA generalmente se deben diluir con otros co- monómeros de dimetacrilato, que son más pequeños y de menor peso molecular. Monómeros como metacrilato de hidroxietilo (HEMA) y etilenglicol dimetacrilato (EGDMA) (Patel et al., 1987), trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), dimetacrilato de uretano (UDMA) u otros monómeros (Peutzfeldt, 1997). El monómero aromático BisGMA es mucho más rígido. En correspondencia con esto, el grado de conversión en los materiales de resina que contienen BisGMA y TEGDMA se ha encontrado que disminuyen con un contenido creciente de BisGMA (Asmussen y Peutzfeldt, 1998).

A pesar de la disminución resultante en el grado de conversión, un contenido creciente de BisGMA da como resultado que no presente reducciones en resistencia y dureza (Ferracane y Greener, 1986). Esta falta de correlación entre el grado de conversión y la dureza o resistencia puede explicarse por el hecho que el TEGDMA es flexible y se sustituye por BisGMA que es más rígido en la red de polímeros (Asmussen, 1982). Otro monómero utilizado es UDMA.

El monómero más utilizado de este tipo es 1,6-bis metacriloiloxi-2-etoxicarbonilamino -2,4,4-trimetilhexano (UEDMA). Las ventajas de UEDMA han sido reportados por ser de menor viscosidad y mayor flexibilidad de el enlace de uretano, que puede mejorar la resistencia de las resinas dentales basados en

este monómero (Glenn, 1982). Estudios *in vitro* en los que todos los componentes aparte de los sistemas de monómeros se mantuvieron constantes, sugieren que los compuestos de resina basados en UEDMA han mejorado las propiedades mecánicas en comparación con compuestos de resina basados en BisGMA (Asmussen y Peutzfeldt, 1990).

Por consiguiente, en presencia de enzima o saliva humana la hidrólisis de las resinas compuestas que contienen BisGMA, TEGDMA y bisfenol A polietilenglicol dimetacrilato dietético (BisEMA) han producido los siguientes productos finales: Productos como el ácido metacrílico (MA) (Munksgaard y Freund, 1990), bishidroxi-propoxi-fenil-propano (BisHPPP). Este producto compromete la interface de la dentina, lo que permite el ingreso bacteriano cariogénico a lo largo de la interface (Kermanshahi et al., 2010), metacrilato de trietilenglicol (TEGMA) y bisfenol A etoxilado (E-BPA) que bajo ciertas condiciones pueden oxidarse para producir formaldehído como producto secundario (Øysæd et al., 1988). La degradación de las resinas compuestas por medio de la hidrólisis y la oxidación pueden conducir a la liberación de diversos productos de degradación. La oxidación de componentes de las resinas compuestas pueden provocar la liberación de formaldehído que podría desencadenar reacciones alérgicas. El formaldehído puede ser un producto de oxidación de las resinas compuestas (Roulet, 1987).

Sin embargo, también es importante tener en cuenta que no todas las esterasas han demostrado la misma especificidad para los componentes monoméricos. Los estudios cinéticos han demostrado que el pseudo-colinesterasa hidroliza preferentemente el TEGDMA sobre el BisGMA, mientras que la actividad del colesterol esterasa con respecto al BisGMA es 14 veces mayor que la del pseudo-colinesterasa (Finer y Santerre, 2003). La caries dental es el resultado de la producción de ácido láctico del metabolismo bacteriano que conduce a la desmineralización de las estructuras dentales. *S. mutans* es

considerado como el principal agente etiológico de la caries dental (Kidd y Beighton, 1996). El *S. mutans* puede contener actividades de esterasas a niveles capaces de degradar a la resina compuesta dental mediante la producción de ácidos (Borges et al., 2011). Estas características de *S. mutans* podrían ser responsables del daño superficial a las restauraciones, comprometiendo la integridad de los márgenes y la reducción de la longevidad de la restauración ya que este microorganismo se puede encontrar en cualquier superficie de la cavidad bucal, como esmalte, implantes, aparatos de ortodoncia o materiales restauradores (Auschill et al., 2002).

La incorporación de monómeros ácidos como ácido fósfórico, metacriloxi hexilésteres, copolímero de ácido acrílico, ácido itacónico y agua como un co-disolvente en resinas compuestas hace este material más hidrofílico. Por lo tanto, el aumento de la hidrofiliidad amplifica la absorción de agua, a su vez conduce a una mayor susceptibilidad de los enlaces ésteres a la hidrólisis. La absorción de agua también ha demostrado contribuye a la hidrólisis, la plastificación del polímero y la reducción de las propiedades mecánicas (Ito et al., 2005). Además de la hidrólisis mediada por las esterasas, iones de hidrógeno a partir de monómeros de resina ácidos e iones de hidrógeno producidos por placa bacteriana podrían catalizar la hidrólisis de los enlaces ésteres presentes en la matriz de polímeros (Moszner et al., 2005).

Por otra parte, autores como Kermanshahi (2010) mostraron la exposición de dentina en restauraciones de resina compuesta en respuesta a la actividad esterasa como resultado a la formación de micro depresiones que fueron infiltradas y colonizados por placa bacteriana de bacterias cariogénicas, tales como *S. mutans*.

Cuando *S. mutans* está presente en las micro depresiones de la interfaz marginal resina compuesta – dentina, tiene el potencial de contribuir al deterioro de la interfaz mediante la producción de ácidos y esterasas afectando a la capa híbrida, diente y resina compuesta, comprometiendo la integridad de los márgenes y la reducción de la longevidad de la restauración (Borges et al., 2011).

Esto representa un hallazgo significativo para el campo e identifica una clara vulnerabilidad de los materiales de restauración actuales a una de las bacterias más prominentes en la cavidad oral (Zhu et al., 2009).

Si bien se han realizado estudios que investigan el impacto de los productos compuestos de la degradación en el crecimiento bacteriano y la expresión de genes de virulencia (Khalichi et al., 2004). *S. mutans* UA159 resultó sobre las otras cepas para el estudio de biodegradación con la mayor actividad de esterasa, una actividad característica que se demostró que también afecta a los compuestos (Jaffer et al., 2002).

A su vez, las resinas compuestas en el entorno oral, los compuestos poliméricos absorben agua y liberan monómeros sin reaccionar. La liberación de monómeros no polimerizados de los compuestos poliméricos puede estimular el crecimiento de bacterias alrededor de la restauración y promover reacciones alérgicas en algunos pacientes. Además, la filtración de agua en las resinas compuestas puede, con el tiempo, deteriorar las propiedades físicas / mecánicas debido a la ruptura hidrolítica del enlace entre el silano, así como la desunión de la matriz de relleno o incluso degradación hidrolítica de los rellenos (Sideridou et al., 2003).

Las propiedades mecánicas de las resinas compuestas para la zona posterior tienen un papel importante en la eficacia y la durabilidad de la restauración dental en el diente (Banava y Salehyar, 2008). Es por eso que hoy

en día existe una prueba de resistencia a la flexión que se basa en la Organización Internacional para la Estandarización (ISO) la especificación n. 4049 para materiales restauradores a base de polímeros y es ampliamente empleado en investigación dental (Palin et al., 2005).

La prueba de flexión es un método de prueba común para la resistencia de los compuestos dentales (Ilie et al., 2013), y se puede lograr de varias maneras en función de la selección de soportes de carga o aplicadores de carga, y la geometría de la muestra, además del método de preparación de la muestra (Kumar, 2013). Por lo general, la prueba se realiza en flexión de tres puntos, lo que implica que la muestra es una barra con dimensiones específicas, apoyada en dos rodillos separados a cierta distancia, y la carga desde una fuente puntual en el centro superior del haz.

Además, parte la flexión crea un gradiente de tensión en la muestra y solo un pequeño volumen está expuesto a una alta tensión. Los especímenes son muy sensibles a los bordes o defectos de la superficie. Brevemente, la barra debe producirse con un tamaño apropiado para los soportes de prueba con el fin de satisfacer los criterios de la mecánica de la barra (es decir, aproximadamente un 10% de material adicional más allá de los soportes en cada extremo), y debe probarse en una plantilla de prueba elaborada con material rígido como acero inoxidable, evitando así cualquier deformación de las plantillas de prueba durante el procedimiento mecánico y toda la carga se transfiera directamente a la muestra.

La prueba generalmente se realiza hasta que el espécimen llegue a su punto de ruptura, y se espera que haya una deformación plástica mínima de la muestra. Se debe calcular un límite elástico, básicamente el punto en el que la curva de desviación de la carga se desvía de la linealidad, en lugar de informar una carga de falla.

Las pruebas más comunes y altamente calificadas para evaluar la resistencia a la flexión para los compuestos de resina implican una carga de tres y cuatro puntos de muestras de barras rectangulares (2 mm x 2 mm x 25 mm). Aunque algunos de los estudios han sugerido diseños alternativos de prueba a la resistencia a la flexión (Yap y Teoh, 2003). Se registran las observaciones directas de la deflexión y la carga, lo que permite determinar la relación tensión-deformación. La prueba de resistencia a la flexión de tres puntos sigue siendo la opción para evaluar la resistencia a la flexión de las resinas compuestas dentales.

### III. Hipótesis de trabajo

La resina compuesta ENA Hri Dentina; Micerium presenta menor resistencia a la flexión después de haber sido expuesta a *Streptococcus mutans* durante 30 o 60 días comparada con la resistencia a la flexión que presentan las resinas IPS Empress Direct Dentina; Ivoclar Vivadent y Clearfil AP-X ES-2; Kuraray Dentina expuestas durante el mismo tiempo.

#### Hipótesis nula

La resina compuesta ENA Hri Dentina; Micerium ENA Hri presenta mayor resistencia a la flexión después de haber sido expuesta a *Streptococcus mutans* durante 30 o 60 días comparada con la resistencia a la flexión que presentan las resinas IPS Empress Direct Dentina; Ivoclar Vivadent y Clearfil AP-X ES-2; Kuraray Dentina expuestas durante el mismo tiempo.



## IV. Objetivos

### IV.1 Objetivo general

Determinar en cual resina compuesta, en la ENA Hri Dentina; Micerium, en la IPS Empress Direct Dentina; Ivoclar Vivadent o en la Clearfil AP-X ES-2 Dentina; Kuraray se presenta disminución de la resistencia a la flexión después de haber sido expuestas a *Streptococcus mutans* durante 30 o 60 días.

### IV.2 Objetivos específicos

Medir la resistencia a la flexión de la resina compuesta ENA Hri Dentina; Micerium posterior su exposición a *Streptococcus mutans* durante 30 o 60 días.

Medir la resistencia a la flexión de la resina compuesta IPS Empress Direct Dentina; Ivoclar Vivadent posterior su exposición a *Streptococcus mutans* durante 30 o 60 días.

Medir la resistencia a la flexión de la resina compuesta Clearfil AP-X ES-2 Dentina; Kuraray posterior su exposición a *Streptococcus mutans* durante 30 o 60 días.

Comparar las medidas de la resistencia a la flexión de las tres marcas de resinas compuestas expuestas a los diferentes tiempos experimentales.

## **V. Material y métodos**

### **V.1 Tipo de investigación**

Estudio experimental *in vitro*

### **V.2 Universo**

Especímenes de resina (25mm x 2mm x 2mm) según la Norma ISO 4049 de cada una de las resinas.

### **V.3 Criterios de selección**

#### **Criterios de inclusión**

Especímenes que cumplieron estrictamente con las medidas.

#### **Criterios de exclusión**

Especímenes en donde se observaron depresiones, fisuras, grietas o burbujas en su superficie.

#### **Criterios de eliminación**

Especímenes que durante la fase experimental sufrieron algún daño que imposibilitara la evaluación de la variable de interés.

### **V.3.1 Variables estudiadas**

#### **Resistencia a la flexión**

Prueba mecánica que se basa en la ruptura de una barra colocada sobre tres puntos de soporte y la máquina universal de pruebas (CMS Metrology) suministra una fuerza central sobre la muestra colocada.

#### **Resina**

Material dental utilizado para restauración dental, tiene la función de suplir las propiedades biológicas, funcionales y estéticas de la estructura dental.

ENA Hri Dentina; Micerium, IPS Empress Direct Dentina; Ivoclar Vivadent y Clearfil AP-X ES-2 Dentina; Kuraray expuestas a diferentes condiciones experimentales.

### **V.4 Procedimientos**

#### **Definición del plan de procesamiento**

El desarrollo de la parte experimental se dividió en fases que se describen a continuación.

#### ***I. FABRICACIÓN DEL MOLDE PARA ESPECÍMENES***

1.- Se realizaron moldes de acero inoxidable con las medidas según la norma ISO 4049 (fig.1)

Resistencia a la flexión: 25mm x 2 mm x 2 mm

2.- Los moldes se realizaron con una apertura a un costado, se fijaron con un tornillo que permitía abrir el molde al momento de extraer el espécimen en la prueba.

3.- Se cortó una loseta de vidrio a la media de la base y superficie del molde sin ninguna fijación al molde, retirándola al momento que se realizaron los especímenes.

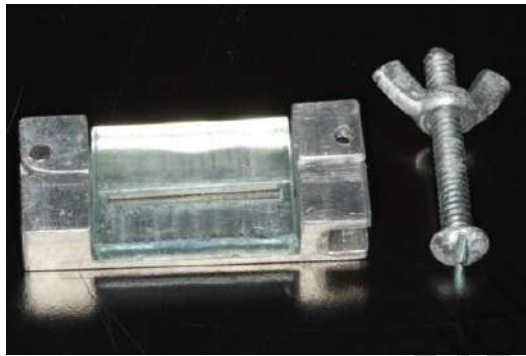


Figura 1

## **II. FABRICACIÓN DE LOS ESPECÍMENES**

1.- Se realizaron en los moldes fabricados con las medidas específicas (25mm x 2 mm x 2 mm) para la prueba mecánica.

2.- Se colocó el material correspondiente (resina compuesta de las diferentes marcas, respectivamente) con una espátula para materiales plásticos (Hu-friedy TNCIGFT1) dentro de cada orificio del molde de acero inoxidable hasta que se llenaba a su totalidad.

3.- Se colocó sobre la superficie del molde una loseta de vidrio con medida específica para la prueba de resistencia a la flexión (25mm x 2 mm x 2 mm).

4.- Se fotopolimerizó el material dentro del molde con una lámpara LED (Valo curing light) a 1,000 mW/cm<sup>2</sup> de potencia por 20 segundos.

5.- Pasando el tiempo de fotopolimerización se abrió el molde hasta separar las 2 estructuras de acero inoxidable y se retiró el espécimen totalmente formado y fotopolimerizado (fig. 2).

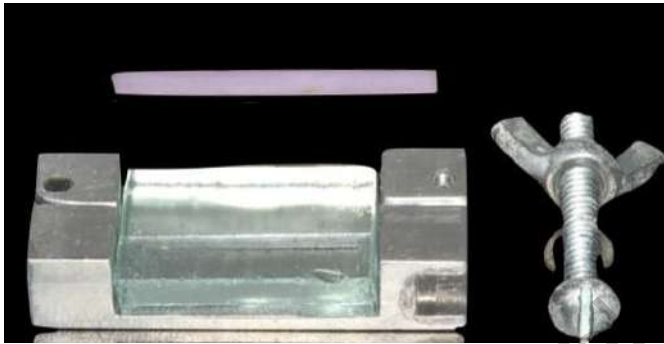


Figura 2

6.- Esto se realizó en el molde de la prueba mecánica hasta que se obtuvieron (n=144) especímenes en total de los cuales se dividieron en grupos: grupo control (n=24), 30 días sin exposición a *Streptococcus mutans* (n=30), 60 días sin exposición a *Streptococcus mutans* (n=30), 30 días con exposición a *Streptococcus mutans* (n=30), 60 días con exposición a *Streptococcus mutans* (n=30). Cada grupo de especímenes de esta prueba mecánica se basaron en la norma para evaluación de propiedades físicas de materiales de restauración.

### III. PREPARACIÓN DEL MEDIO DE CULTIVO PARA ACTIVACIÓN DEL *Streptococcus mutans*

1.- Se pesaron 40gr. del medio base (agar tripticasa soya Difco®), 10gr. De extracto de levadura (Difco®) y 150gr. de sucrosa en una báscula (fig. 3).



Figura 3

2.- Se colocó 1 litro de agua destilada en un matraz de Erlenmeyer y se depositaron los 40gr. de polvo de agar tripticasa soya, los 10gr. de extracto de levadura y los 150 gr. de sucrosa (fig. 4).



Figura 4

3.- Se calentaron aproximadamente durante 1 minuto hasta lograr el punto de ebullición (se agitó intermitentemente hasta disolver completamente la preparación).

4.- Se selló la entrada del matraz mediante un algodón y papel aluminio y se llevó a la autoclave; se sometió a: 121°C, 15 lbs. de presión durante 15 minutos (fig. 5).



Figura 5

5.- Se colocó 2 ml. de medio de cultivo preparado (tripticase soya extracto de levadura bacitracina sucrosa al 20 %) en cajas de Petri (fig. 6).



Figura 6

6.- Se sembró la cepa de *Streptococcus mutans* GS5 y se colocó en la incubadora a 36°C +/- 1 °C durante 48 horas para su crecimiento (fig. 7)



Figura 7

#### **IV. PREPARACIÓN DEL MEDIO DE CULTIVO PARA EXPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS AL *Streptococcus mutans***

- 1.- Se disolvió 37 gr. de medio de cultivo en 1 litro de agua bidestilada
2. Se repartió en tubos de ensayo y se esterilizaron en autoclave a 121 °C durante 15 minutos (fig.8)





Figura 8

3.- Se colocaron en incubadora a  $36^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  durante 48 horas para corroborar la esterilidad del medio.

4.- Se inocularon *Streptococcus mutans* de las cajas previamente preparadas y se colocaron nuevamente en la incubadora durante 24 horas (fig.9)



Figura 9

## V. COLOCACIÓN DE LOS ESPECÍMENES EN EL MEDIO DE CULTIVO

1.- Se tomaron (n=144) especímenes de los cuales se dividieron en grupos (fig.10):

- (n=24) especímenes para grupo control
- (n=30) especímenes para grupo 30 días sin exposición a *Streptococcus mutans*
- (n=30) especímenes para grupo 60 días sin exposición a *Streptococcus mutans*
- (n=30) especímenes para grupo 30 días con exposición a *Streptococcus mutans*
- (n=30) especímenes para grupo 60 días con exposición a *Streptococcus mutans*

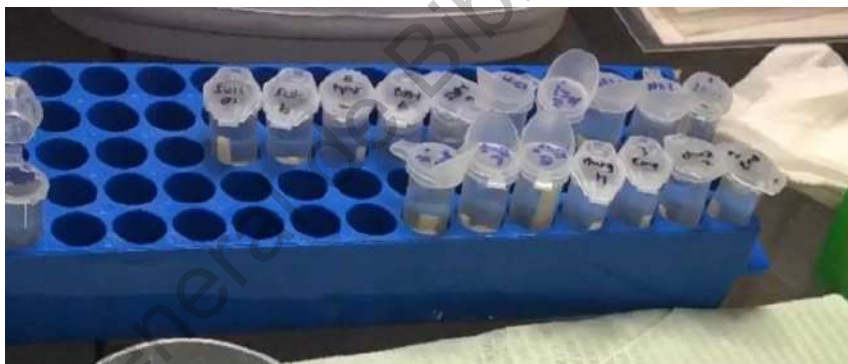


Figura 10

**Antes de la exposición a bacterias:**

2.- Se observaron los (n=144) especímenes en el estereomicroscopio para buscar fisuras en su superficie, se pesaron y se midieron y cuando cumplieron los criterios de inclusión fueron sometidos al experimento (fig. 11). Se eliminaron del estudio (n=20) especímenes por motivo que no cumplían la norma ISO 4049 o que en su superficie presentaron fisuras ó porosidades. Por lo tanto, el total de especímenes estudiados fueron (n=124) de los cuales se dividieron en grupos:

- (n=22) especímenes para grupo control
- (n=25) especímenes para grupo 30 días sin exposición a *Streptococcus mutans*
- (n=26) especímenes para grupo 60 días sin exposición a *Streptococcus mutans*
- (n=27) especímenes para grupo 30 días con exposición a *Streptococcus mutans*
- (n=24) especímenes para grupo 60 días con exposición a *Streptococcus mutans*

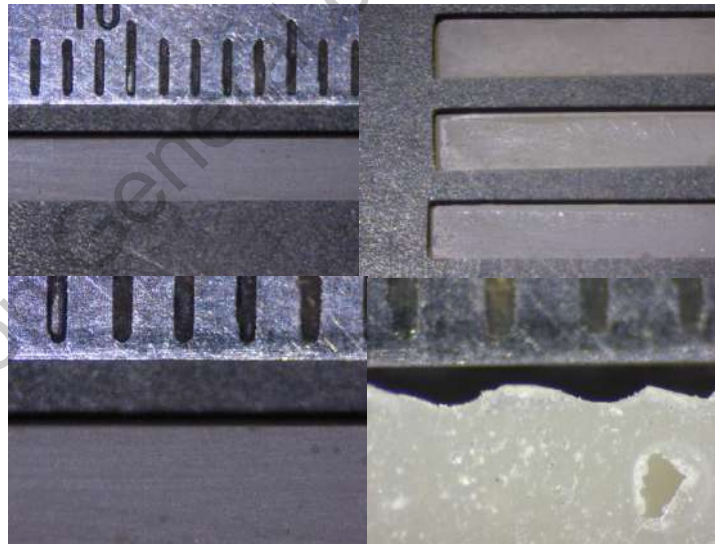


Figura 11

3.- Se colocó cada espécimen dentro de cada tubo y se dividió en 22 tubos con agua bidestilada por 24 hrs (fig.12), 25 tubos con medio de cultivo sin exposición a *Streptococcus mutans* por 30 días, 26 tubos con medio de cultivo sin exposición a *Streptococcus mutans* por 60 días, 27 tubos con medio de cultivo con exposición a *Streptococcus mutans* por 30 días y 24 tubos con medio de cultivo con exposición a *Streptococcus mutans* por 60 días. Se mantuvieron en incubación por 30 días y 60 días según el tiempo experimental. Durante este periodo se substituyeron 100 microlitros del medio de cultivo “viejo” por 100 microlitros de medio de cultivo “nuevo estéril” cada tercer día para asegurar la vitalidad de las bacterias.



Figura 12

4.- Se procedió a realizar las pruebas mecánicas en la máquina universal de pruebas (fig.13).



Figura 13

## **VI. PRUEBAS MECÁNICAS**

1.- Se colocó cada espécimen de forma horizontal de tal forma que se quedó paralelo a la platina de la base de la máquina de pruebas (fig. 14).



Figura 14

2.- Se procedió a encender la máquina de pruebas aplicando una fuerza compresiva constante sobre el espécimen a una velocidad de crucero de 1mm/min hasta su punto de fractura.

3.- Se realizó el registro de cada resultado en una hoja de Excel (figura 15).

Tabla DESPUES de esponerías a bacterias: solución							
Inicio Insertar Diseño de página Fórmulas Datos Revisar Vista							
Calibri (Cuer... 12 A A A Ajustar texto General							
Pegar N K S A A A Combinar y centrar \$ % ooo 000 00 Formas condici							
G45 x fx							
<b>HMI</b> 26-ene-20							
MUESTRA	OBSERVACIONES	PESO (GR)	ANCHO-LA	ALTURA	FUERZA RIFTURANTE	TIEMPO RIFTURA	DESPLAZAMIENTO (MM)
1		0.1819	2.1	1.9	20.7	18.7	0.41
2		0.1893	2.11	1.88	20.7	18.7	0.55
3		0.1843	2.1	1.89	22.2	18.7	0.57
4		0.1758	2.12	1.9	21.7	18.7	0.6
5		0.186	2.09	1.89	19	18.7	0.5
6		0.1914	2.08	1.94	21.85	18.7	0.75
7		0.1854	2.1	1.96	21.95	18.7	0.48
8		0.1855	2.19	1.97	21.65	18.7	0.48
9		0.1858	2	1.9	18.75	18.7	0.34
10	PROMEDIO	0.182	2.09	1.97	20.28	18.7	0.55
<b>EMPRESA</b> 26-ene-20							
MUESTRA	OBSERVACIONES	PESO (GR)	ANCHO-LA	ALTURA	FUERZA RIFTURANTE	TIEMPO RIFTURA	DESPLAZAMIENTO (MM)
1		0.1879	2.08	1.9	17.95	18.7	0.41
2		0.1969	2.1	1.85	23	18.7	0.52
3		0.1882	2.1	1.93	20.85	18.7	0.46
4		0.1869	2.07	1.96	21.65	18.7	0.54
5		0.2034	2.08	1.9	18.35	18.7	0.42
6		0.1888	2.08	1.88	18.7	18.7	0.33
7		0.1898	2.12	1.89	18.75	18.7	0.39
8		0.1998	2.11	1.89	20.65	18.7	0.48
9		0.1898	2.07	1.77	20.8	18.7	0.76
10	PROMEDIO	0.185	2.12	1.88	20.85	18.7	0.5
<b>CUARENTA</b> 26-ene-20							
MUESTRA	OBSERVACIONES	PESO (GR)	ANCHO-LA	ALTURA	FUERZA RIFTURANTE	TIEMPO RIFTURA	DESPLAZAMIENTO (MM)
1		0.174	2.08	1.9	19	18.7	0.41
2		0.1754	2.04	1.95	20.65	18.7	0.39
3		0.1842	2.18	1.91	20.45	18.7	0.47
4		0.165	2.09	1.88	17.45	18.7	0.38
5		0.1697	2.11	1.91	17.6	18.7	0.28
6		0.1724	2.18	1.92	18.7	18.7	0.35
7		0.1655	2.09	1.87	18.5	18.7	0.39
8		0.1362	2.01	1.85	15.5	18.7	0.4
9		0.1836	2.11	1.9	20.15	18.7	0.52
10	PROMEDIO	0.1719	2.09	1.88	18.65	18.7	0.43

Figura 17

4. Este procedimiento se realizó en cada espécimen para la prueba mecánica de resistencia a la flexión.

#### **V.4.1 Análisis estadístico**

Los datos obtenidos de la prueba mecánica de resistencia a la flexión fueron estadísticamente analizados con ANOVA. Posteriormente los resultados fueron analizados con la prueba Tukey para comparaciones múltiples entre los resultados. La significancia se estableció en  $p < 0.05$ .

Dirección General de Bibliotecas de la UNQ

## VI. Resultados

En la tabla 1 se muestran los promedios, desviación estándar y rango, resultados de la prueba de resistencia a la flexión de los tres grupos de resinas expuestos a cinco condiciones experimentales. Donde se muestra que no existe diferencia significativa entre las condiciones experimentales estudiadas para cada una de las resinas, sin embargo, si existe diferencia significativa entre las marcas de resinas.

Por otro lado, en la tabla 2 se muestra los resultados significativos de la prueba de resistencia a la flexión entre los tres grupos de resinas. Aunque el objetivo de este estudio no fue comparar entre las marcas de resinas, también se realizó en donde si hubo diferencias estadísticamente significativas entre las tres resinas, siendo la que presentó valores más altos y con estadística significativa la resina HRI, mientras que las otras resinas EMP y CLR estuvieron por debajo de ella pero sin diferencia entre ellas. ambas EMP y CLR funcionan de la misma manera.



Tabla 1. Resistencia a la flexión de 3 grupos expuestos a los 5 tiempos experimentales representados en Mpa

	<b>Grupo 1</b>	<b>Grupo 2</b>	<b>Grupo 3</b>	<b>Grupo 4</b>	<b>Grupo 5</b>	<b>Valor P</b>
	<b>24 hrs</b>	<b>30 días sin bacterias</b>	<b>60 días sin bacterias</b>	<b>30 días con bacterias</b>	<b>60 días con bacterias</b>	
	<b>(n=5)</b>	<b>(n=7)</b>	<b>(n=7)</b>	<b>(n=9)</b>	<b>(n=7)</b>	
	<b>X ± D.E. (rango)</b>					
<b>EMP</b>	74.7 ± 18.7 (11.1-23.4)	65.4 ± 8.1 (14.5-20.8)	65.2 ± 9.8 (14.5-21.6)	69.1 ± 15.5 (15.0-26.0)	70.5 ± 8.7 (14.7-21.9)	0.6887
<b>HRI</b>	90.6 ± 16.3 (17.3-29.8)	91.9 ± 16.9 (17.1-30.3)	90.3 ± 18.6 (16.0-30.8)	92.4 ± 9.8 (21.2-28.3)	91.4 ± 18.9 (17.3-30.7)	0.9987
<b>CLR</b>	67.3 ± 9.7 (14.3-21.2)	63.2 ± 19.7 (4.1-22.8)	62.3 ± 13.7 (7.7-21.4)	66.7 ± 11.6 (15.4-25.4)	63.2 ± 10.2 (12.6-20.1)	0.9042
<b>Valor P</b>	0.0128	0.0027	0.0009	0.003	0.0012	

EMP (Empress),CLR (Clearfil), X (Promedio), D.E. (Desviación Estándar)

Tabla 2. Resultados significativos en la prueba de resistencia a la flexión de 3 grupos de resina 24 hrs, sin exposición bacteriana y con exposición bacteriana

24 horas	HRI vs CLR
30 días sin bacterias	EMP vs HRI HRI vs CLR
60 días sin bacterias	EMP vs HRI HRI vs CLR
30 días con bacterias	EMP vs HRI HRI vs CLR
60 días con bacterias	EMP vs HRI HRI vs CLR

EMP (Empress),CLR (Clearfil)

## VII. Discusión

Posterior al análisis de los resultados. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar las cinco condiciones experimentales para cada una de las resinas, los valores observados fueron muy similares, lo que indica que las esterases de *S. mutans* a las que fueron expuestas las resinas durante 30 y 60 días no tuvieron un impacto sobre la resistencia a la flexión. Esto resulta interesante ya que un estudio previo (Eick et al., 2004) en donde se expusieron distintas resinas a *S. mutans* reportó una afectación en su superficie. Lo cual podría parecer contradictorio con los resultados de este estudio. Sin embargo pueden ser dos situaciones las que se están presentando.

La primera es que en el presente estudio no se evaluó la superficie de las resinas estudiadas y por lo tanto no se sabe si la superficie fue afectada como ya fue reportado previamente. Posiblemente si existe este daño a la superficie de las resinas pero no es suficiente como para afectar la resistencia a la flexión. La segunda posibilidad tiene que ver con la composición de las matrices de las resinas, tanto de las estudiadas aquí como de las estudiadas previamente.

En los estudios previos se utilizó una resina con BisGMA en su composición, la cual se ha reportado que al interactuar con las esterases producen hidrólisis de la resinas dando como resultado ácido metacrílico (Munksgaard y Freund, 1990), esto incluso se ha reportado como la causa del daño a la interface dentina-resina permitiendo el ingreso bacteriano (Kermanshahi et al., 2010), en cambio en el presente estudio se utilizaron resinas con variaciones en el contenido de sus monómeros, por ejemplo la resina HRI contiene BisGMA y UDMA en su composición, se ha reportado que esta combinación aporta resistencia a la resina. Otro estudio realizado por (Asmussen y Peutzfeldt, 1998) menciona la variación de monómeros como BisGMA, TEGDMA, UEDMA que afecta significativamente las propiedades mecánicas de las resinas compuestas.

Coincidimos con estos autores ya que creemos que la resina HRI por contener estos monómeros en su composición no es afectada en su resistencia a la flexión en comparación con las otras resinas analizadas. En cambio, la resina CLR en su composición de matriz contiene monómero TEGDMA que permite formación de una red polimérica flexible que conlleva a un aumento en la deformación elástica de la resina compuesta (Rodrigues Junior et al. 2007).

Sin embargo, cuando se compararon los resultados de resistencia a la flexión entre las marcas de resinas estudiadas, se observa que, en cada condición experimental, los resultados mostraron diferencias significativas siendo la resina HRI la que mayor resistencia a la flexión presentó comparada con las otras dos resinas, esto puede deberse por la presencia de partículas de nano óxidos de zirconio y dióxido de sílice en la composición de relleno en su matriz.

Algunos artículos han mostrado mayor resistencia a la flexión en resinas que en su composición contienen como material de relleno partículas de dióxido de sílice (Rodrigues et al., 2007), esto no es confirmado en el presente estudio ya que se realizó la prueba en resinas que en su composición contenían partículas de dióxido de sílice como la resina EMP y a base de los resultados obtenidos, la resina EMP obtuvo los valores más bajos comparado a la resina HRI.

Por otra parte, se ha reportado (Rodrigues et al., 2007) que el contenido de carga y tipo de monómero en la composición de las resinas compuestas influyen en el comportamiento mecánico. Esto pudo ser confirmado en este estudio, ya que la resina HRI que fue la resina con mayor resistencia a la flexión en su composición contiene 63% de volumen, tamaño de partícula 0.04  $\mu\text{m}$  a 0.7  $\mu\text{m}$  mientras que la resina EMP en su composición contiene 52% de volumen, tamaño de partícula 3  $\mu\text{m}$  y la resina CLR en su composición contiene 48% de volumen, tamaño de partícula 0.18  $\mu\text{m}$  a 3.5  $\mu\text{m}$  confirma que a pesar de que las partículas sean de mayor tamaño y volumen (relleno) no tienen mayor resistencia a la flexión. En cambio, si su volumen en relleno es mayor presenta mayor resistencia a la flexión.

Como clínico en tratamientos restaurativos se requiere una resina resistente capaz de soportar cargas oclusales, a base de los resultados obtenidos en el presente estudio como primera elección sería la resina HRI y tener como una segunda opción las resinas EMP y CLR ya que ambas se comportan de la misma manera según los resultados obtenidos.

Dirección General de Bibliotecas de la UAG

## VIII. Conclusiones

Ninguna de las tres resinas presentó afectaciones en la resistencia a la flexión después de ser expuestas a *S. mutans* durante 30 o 60 días.

La resina ENA Hri Dentina; Micerium fue superior en su resistencia a la flexión comparada con las resinas IPS Empress Direct Dentina; Ivoclar Vivadent y Clearfill AP-X ES-2 Dentina; Kuraray

Dirección General de Bibliotecas de la UJAQ

## IX. Bibliografía

- Ajdić, Dragana, William M. McShan, Robert E. McLaughlin, Gorana Savić, Jin Chang, Matthew B. Carson, Charles Primeaux, Runying Tian, Steve Kenton, and Honggui Jia. 2002. Genome sequence of *Streptococcus mutans* UA159, a cariogenic dental pathogen. *Proceedings of the national academy of sciences* 99 (22): 14434–39.
- Asmussen, Erik. 1982. Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *European journal of oral sciences* 90 (6): 484–89.
- Asmussen, Erik, and Anne Peutzfeldt. 1998. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *dental materials* 14 (1): 51–56.
- Asmussen, Erik, and Anne Peutzfeldt. 1990. Mechanical properties of heat treated restorative resins for use in the inlay/onlay technique. *European journal of oral sciences* 98 (6): 564–67.
- Auschill, Thorsten Mathias, Nicole Birgit Arweiler, Michel Brex, Elmar Reich, Anton Sculean, and Lutz Netuschil. 2002. The effect of dental restorative materials on dental biofilm. *European journal of oral sciences* 110 (1): 48–53.
- Banava, Sepideh, and Saman Salehyar. 2008. In vitro comparative study of compressive strength of different types of composite resins in different periods of time. *Iranian journal of pharmaceutical sciences* 4 (1): 69–74.
- Bayne, Stephen C., Harald O. Heymann, and Jr. E. J. Swift. 1994. Update on dental composite restorations. *Journal of the american dental association* (1939) 125 (6): 687–701.
- Bernardo, Mario, Henrique Luis, Michael D. Martin, Brian G. Leroux, Tessa Rue, Jorge Leitão, and Timothy A. DeRouen. 2007. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *The journal of the american dental association* 138 (6): 775–83.

- Borges, Márcio A. P., Irma C. Matos, Luis C. Mendes, Ailton S. Gomes, and Mauro S. Miranda. 2011. Degradation of polymeric restorative materials subjected to a high caries challenge. *Dental materials* 27 (3): 244–52.
- Bowen, W. H., and H. Koo. 2011. Biology of *Streptococcus mutans* derived glucosyltransferases: role in extracellular matrix formation of cariogenic biofilms. *Caries research* 45 (1): 69–86.
- Clarke, J. Kilian. 1924. On the bacterial factor in the aetiology of dental caries. *British journal of experimental pathology* 5 (3): 141.
- Eick, S., E. Glockmann, B. Brandl, and W. Pfister. 2004. Adherence of *Streptococcus mutans* to various restorative materials in a continuous flow system. *Journal of oral rehabilitation* 31 (3): 278–85.
- Eley, B. M. 1997. The future of dental amalgam: a review of the literature. part 2: mercury exposure in dental practice. *British dental journal* 182 (8): 293–97.
- Ferracane, J. L., and E. H. Greener. 1986. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journal of biomedical materials research* 20 (1): 121–31.
- Ferracane, Jack L. 2011. Resin composite state of the art. *Dental materials* 27 (1): 29–38.
- Finer, Y., and J. P. Santerre. 2003. Biodegradation of a dental composite by esterases: dependence on enzyme concentration and specificity. *Journal of biomaterials science, polymer edition* 14 (8): 837–49.
- Freund, Mette, and Erik Christian Munksgaard. 1990. Enzymatic degradation of BISGMA/TEGDMA polymers Causing decreased microhardness and greater wear in vitro. *European journal of oral sciences* 98 (4): 351–55.
- George, Reshmi. 2011. Nanocomposites a review. *J. dent oral biosc* 2: 38–40.
- Gibbons, R. J., L. Cohen, and D. I. Hay. 1986. Strains of *Streptococcus mutans* and *Streptococcus sobrinus* attach to different pellicle receptors. *Infection and*

immunity 52 (2): 555–61.

Glenn, J. F. 1982. Composition and properties of unfilled and composite resin restorative materials. Biocompatibility of dental materials.

Hegde, Mithra N., Priyadarshini Hegde, Shruthi Bhandary, and K. Deepika. 2011. An evaluation of compressive strength of newer nanocomposite: an in vitro study. Journal of conservative dentistry: JCD 14 (1): 36.

Hickel, Reinhard, Jean Francois Roulet, Stephen Bayne, Siegwad D. Heintze, Ivar A. Mjoer, Mathilde Peters, Valentin Rousson, Ros Randall, Gottfried Schmalz, and Martin Tyas. 2007. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. science committee project 2/98 fdi world dental federation study design (part i) and criteria for evaluation (part ii) of direct and indirect restorations includi. The journal of adhesive dentistry 9: 121–47.

Ilie, N., H. Bauer, M. Draenert, and R. Hickel. 2013. Resin based composite light cured properties assessed by laboratory standards and simulated clinical conditions. Operative dentistry 38 (2): 159–67.

Ingle, Ekta, and K. Saraswathi Gopal. 2011. Nanodentistry: a hype or hope. J. oral health comm dent 5 (2): 64–67.

Ito, Shuichi, Masanori Hashimoto, Bakul Wadgaonkar, Nadia Svizero, Ricardo M. Carvalho, Cynthia Yiu, Frederick A. Rueggeberg, Stephen Foulger, Takashi Saito, and Yoshihiro Nishitani. 2005. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. Biomaterials 26 (33): 6449–59.

Jaffer, F., Y. Finer, and J. P. Santerre. 2002. Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. Biomaterials 23 (7): 1707–19.

Kanaparthi, Rosaiah, and Aruna Kanaparthi. 2011. The changing face of dentistry: nanotechnology. International journal of nanomedicine 6: 2799.

Kato, C., Y. Nakano, M. Lis, and H. K. Kuramitsu. 1992. Molecular genetic analysis of the catalytic site of *Streptococcus mutans* glucosyltransferases. Biochemical



- and biophysical research communications 189 (2): 1184–88.
- Kaur, Palwinder, and Reena Luthra. 2011. Nanocomposites a step towards improved restorative dentistry. *Indian journal of dental sciences* 3 (4).
- Kermanshahi, Sanaz, J. P. Santerre, D. G. Cvitkovitch, and Y. Finer. 2010. Biodegradation of resin dentin interfaces increases bacterial microleakage. *Journal of dental research* 89 (9): 996–1001.
- Khalichi, P., D. G. Cvitkovitch, and J. P. Santerre. 2004. Effect of composite resin biodegradation products on oral *Streptococcal* growth. *Biomaterials* 25 (24): 5467–72.
- Kidd, E. A. M., and D. Beighton. 1996. Prediction of secondary caries around tooth colored restorations: a clinical and microbiological study. *Journal of dental research* 75 (12): 1942–46.
- Klapdohr, Simone, and Norbert Moszner. 2005. New inorganic components for dental filling composites. *Monatshefte für chemie/chemical monthly* 136 (1): 21–45.
- Kolenbrander, Paul E., and Jack London. 1993. Adhere today, here tomorrow: oral bacterial adherence. *Journal of bacteriology* 175 (11): 3247.
- Kumar, Naresh. 2013. Inconsistency in the strength testing of dental resin based composites among researchers. *Pakistan journal of medical sciences* 29 (1): 205.
- Kumar, Preeti Satheesh, Satheesh Kumar, Ravindra C. Savadi, and Jins John. 2011. Nanodentistry: a paradigm shift from fiction to reality. *The journal of indian prosthodontic society* 11 (1): 1–6.
- Larsen, Inge Birk, And Erik Ghristian Munksgaard. 1991. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *European journal of oral sciences* 99 (3): 254–61.
- Larsson, Kåre, and Per Olof Glantz. 1981. Microbial adhesion to surfaces with

- different surface charges. *Acta odontologica scandinavica* 39 (2): 79–82.
- Lemos, José A., and Robert A. Burne. 2008. A model of efficiency: stress tolerance by *Streptococcus mutans*." *microbiology (reading, england)* 154 (Pt 11): 3247.
- Lenander Lumikari, M., K. Laurikainen, P. Kuusisto, and P. Vilja. 1998. Stimulated salivary flow rate and composition in asthmatic and non-asthmatic adults. *Archives of oral biology* 43 (2): 151–56.
- Lindqvist, Lennart, Carl Erik Nord, and Per Östen Söder. 1977. Origin of esterases in human whole saliva. *Enzyme* 22: 166–75.
- Loesche, Walter J. 1986. Role of *Streptococcus mutans* in human dental decay. *Microbiological reviews* 50 (4): 353.
- Lutz, F., and I. Krejci. 1999. Resin composites in the post amalgam age." *compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 20 (12): 1138–44.
- Mitra, Sumita B., Dong Wu, and Brian N. Holmes. 2003. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The journal of the american dental association* 134 (10): 1382–90.
- Moe, Dennis, and Svend Kirkeby. 1990. Non specific esterases in partly mineralized bovine enamel. *Acta odontologica scandinavica* 48 (5): 327–32.
- Moezzyzadeh, Maryam. 2012. Evaluation of the compressive strength of hybrid and nanocomposites.
- Moszner, Norbert, and Simone Klapdohr. 2004. Nanotechnology for dental composites. *International journal of nanotechnology* 1 (1–2): 130–56.
- Moszner, Norbert, Ulrich Salz, and Jörg Zimmermann. 2005. Chemical aspects of self etching enamel dentin adhesives: a systematic review. *Dental materials* 21 (10): 895–910.
- Munksgaard, Erik Christian, and Mette Freund. 1990. Enzymatic hydrolysis of (di) methacrylates and their polymers. *European journal of oral sciences* 98 (3):

261–67.

- Murray, Peter E., L. Jack Windsor, Thomas W. Smyth, Abeer A. Hafez, and Charles F. Cox. 2002. Analysis of pulpal reactions to restorative procedures, materials, pulp capping, and future therapies. *Critical reviews in oral biology & medicine* 13 (6): 509–20.
- Nyvad, B., and M. Kilian. 1990. Comparison of the Initial *Streptococcal* microflora on dental enamel in caries active and in caries inactive individuals. *Caries research* 24 (4): 267–72.
- Ooshima, T., M. Matsumura, T. Hoshino, S. Kawabata, S. Sobue, and T. Fujiwara. 2001. Contributions of three glucosyltransferases to sucrose dependent adherence of *Streptococcus mutans*. *Journal of dental research* 80 (7): 1672–77.
- Øysæd, H., I. E. Ruyter, and I. J. Sjøvik Kleven. 1988. Release of formaldehyde from dental composites. *Journal of dental research* 67 (10): 1289–94.
- Palin, W. M., G. J. P. Fleming, and P. M. Marquis. 2005. The reliability of standardized flexure strength testing procedures for a light-activated resin based composite. *Dental materials* 21 (10): 911–19.
- Patel, M. P., M. Braden, and K. W. M. Davy. 1987. Polymerization shrinkage of methacrylate esters. *Biomaterials* 8 (1): 53–56.
- Peutzfeldt, Anne. 1997. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences* 105 (2): 97–116.
- Pratt Terpstra, Ina H., Anton H. Weerkamp, and Henk J. Busscher. 1988. On a relation between interfacial free energy dependent and noninterfacial free energy dependent adherence of oral streptococci to solid substrata. *Current microbiology* 16 (6): 311–13.
- Rodrigues Junior, Sinval Adalberto, Cesar Henrique Zanchi, Rodrigo Varella de Carvalho, and Flávio Fernando Demarco. 2007. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Brazilian oral research*

21 (1): 16–21.

Roulet, J.F. 1987. Degradation of dental polymers. karger publishers.

Saunders, Scott A. 2009. Current practicality of nanotechnology in dentistry. part 1: focus on nanocomposite restoratives and biomimetics. Clinical, cosmetic and investigational dentistry 1: 47.

Sideridou, I., V. Tserki, and G. Papanastasiou. 2003. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light cured dimethacrylate based dental resins. Biomaterials 24 (4): 655–65.

Tamesada, M., S. Kawabata, T. Fujiwara, and S. Hamada. 2004. Synergistic effects of *Streptococcal* glucosyltransferases on adhesive biofilm formation. Journal of dental research 83 (11): 874–79.

Weerkamp, A. H., H. M. Uyen, and H. J. Busscher. 1988. Effect of zeta potential and surface energy on bacterial adhesion to uncoated and saliva coated human enamel and dentin. Journal of dental research 67 (12): 1483–87.

Weir, D. 2010. Aesthetic and restorative dentistry: material selection and technique. Nature publishing group.

Wu, Xiao Rong, Wei Li Xie, Yi Sun, and Shou Hua Sun. 2009. Mechanical properties of dental nanocomposites reinforced with polyhedral oligomeric silsesquioxane (poss). In advanced materials research, 79:345–48. Trans tech publ.

Yamamoto, K., H. Noda, and K. Kimura. 1989. Adherence of oral *Streptococci* to composite resin restorative materials. Journal of dentistry 17 (5): 225–29.

Yap, A. U. J., and S. H. Teoh. 2003. Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini flexural tests. Journal of oral rehabilitation 30 (2): 171–77.

Zeng, Lin, and Robert A. Burne. 2013. Comprehensive mutational analysis of sucrose metabolizing pathways in *Streptococcus mutans* reveals novel roles for the sucrose phosphotransferase system permease. Journal of bacteriology 195

(4): 833–43.

Zhu, Hui, Mengyao Liu, Paul Sumby, and Benfang Lei. 2009. The secreted esterase of group a *Streptococcus* is important for invasive skin infection and dissemination in mice. *Infection and immunity* 77 (12): 5225–32.

Dirección General de Bibliotecas de la UAQ