



Universidad Autónoma de Querétaro
Facultad de Medicina
Especialidad en Rehabilitación Bucal



“INFLUENCIA DE *STREPTOCOCCUS MUTANS* SOBRE LA RESISTENCIA A LA COMPRESION DIAMETRAL DE RESINAS COMPUESTAS USADAS EN ODONTOLOGÍA”

Tesis

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

Presenta:

Cirujano Dentista Dulce Carolina Orea Vega

Dirigido por:

D. en C.E.E Rubén Abraham Domínguez Pérez

Presidente	D. en C. E.E. Rubén Abraham Domínguez Pérez
Secretario	C.D.E.O Héctor Mancilla Herrera
Vocal	Dr. Santiago Andaracua García
Suplente	Dra. Claudia Verónica Cabeza Cabrera
Suplente	Dra. Claudia Adriana Rivera Albarrán

Centro Universitario, Querétaro, Qro.

Noviembre 2022

Resumen

Introducción: Las resinas compuestas se han utilizado ampliamente en odontología. Cuando estos materiales se introducen al entorno oral se ven expuestos a ácidos de placa, alimentos y enzimas salivales, además, puede ocurrir una degradación química, lo que lleva a la liberación de varios componentes de las resinas compuestas, como monómeros residuales, oligómeros y otros productos de degradación. Una razón importante para el reemplazo de la restauración de resina compuesta está relacionada con la caries secundaria promovida por la producción de ácido a partir de bacterias, incluyendo *S. mutans*.

Objetivo: El presente estudio tuvo como propósito definir en qué resina compuesta, en la ENA HRI; en la IPS Empress Direct; o en la Clearfil AP-X ES-2, se afecta su resistencia a la compresión diametral, posterior a su exposición a *S. mutans* por 30 y 60 días.

Material y Métodos: Se realizó un estudio experimental *in vitro*. Se evaluaron tres resinas compuestas, para lo cual se elaboraron 144 discos, y se dividieron en cinco grupos: Grupo uno: Grupo control (n=24), Grupo dos: Grupo de 30 días sin exposición a bacterias (n=30), Grupo tres: Grupo de 60 días sin exposición a bacterias (n=30), Grupo cuatro: Grupo 30 días con exposición a bacterias (n=30), Grupo cinco: Grupo de 60 días con exposición a bacterias (n=30). Después de 30 y 60 días de almacenamiento, se realizó la prueba de resistencia a la compresión diametral en la máquina universal de pruebas.

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 compuesta ENA HRI presentó mayor resistencia a la compresión diametral comparada con las resinas IPS Empress Direct; y la Clearfil AP-X ES-2.

Conclusion: De las tres resinas compuestas estudiadas ninguna tuvo afectación en su resistencia a la compresión diametral por la exposición a *S. mutans*.

Palabras clave: Resistencia a la compresión diametral; Resinas compuestas; *Streptococcus mutans* (*S. mutans*)

Summary

Introduction: Composite resins have been widely used in dentistry. When these materials are introduced into the oral environment, they are exposed to plaque acids, food, and salivary enzymes. Chemical degradation can occur, leading to the release of various components of composite resins, such as residual monomers, oligomers, and other degradation products. An important reason for composite resin restoration replacement is related to secondary caries promoted by acid production from bacteria, including *S. mutans*.

Objective: The purpose of this study was to define which composite resin, in the ENA HRI; in IPS Empress Direct or in Clearfil AP-X ES-2, its resistance to diametral compression is affected after its exposure to *S. mutans* for 30 and 60 days.

Material and Methods: An *in vitro* experimental study was carried out. Three composite resins were evaluated. 144 composite resin discs were done and divided into five groups: Group one: Control group (n=24), Group two: Group of 30 days without bacteria (n=30), Group three: Group of 60 days without bacteria (n=30), Group four: Group 30 days with exposure to bacteria (n=30), Group five: Group 60 days with exposure to bacteria (n=30). After 30 and 60 days of storage, the diametrical compressive strength test was performed in the universal testing machine.

Results: The data obtained were submitted to an analysis of variance (ANOVA) and Tukey test ($p > 0.05$). It was shown that in all cases, the ENA HRI composite resin showed greater resistance to diametral compression compared to the IPS Empress Direct and Clearfil AP-X ES-2.

Conclusion: None of the three composite resins studied had an affectation on their resistance to diametral compression due to exposure to *S. mutans*.

Keywords: Resistance to diametral compression; composite resins; *Streptococcus mutans* (*S. mutans*)

Dedicatorias

Gracias principalmente a Dios por permitirme concluir una meta muy deseada en mi vida profesional. A mis padres, por todo el apoyo incondicional, por siempre estar presentes, a pesar de las adversidades, por todo su esfuerzo y amor y sobre todo a mis hermanas que siempre estuvieron apoyándome y motivándome.

Agradecimientos

A la Universidad Autónoma de Querétaro por permitirme formar parte de ustedes.

A mi asesor Dr Rúben Domínguez que sin él nada de esto hubiera sido posible, gracias por adoptarme para ser su asesorada y confiar en mí, gracias por su entrega, dedicación, enseñanza, paciencia y sobre todo apoyo en todo este tiempo.

A mis compañeros que por dos años fueron mi familia.

A todos mis docentes, por todo su apoyo, enseñanza y paciencia.

Índice

Contenido	Página
Resumen	i
Summary	ii
Dedicatorias	iii
Agradecimientos	iv
Índice	v
Abreviaturas y siglas	vi
I. Introducción	1
II. Fundamentación teórica	3
III. Hipótesis	8
IV. Objetivos	9
IV.1 General	9
IV.2 Específicos	9
V. Material y métodos	10
V.1 Tipo de investigación	10
V.2 Universo	10
V.3 Criterios de selección	10
V.3.1 Variables estudiadas	11
V.4 Procedimientos	11
V.4.1 Análisis estadístico	18
VI. Resultados	20
VII. Discusión	21
VIII. Conclusiones	24
X. Bibliografía	25

Abreviaturas y siglas

- (ANOVA) Análisis de varianza
- (BisGMA) Bisfenol A-glicidil metacrilato
- (BisEMA) Bisfenol A polietilenglicol dimetacrilato dietético
- (BisHPPP) Bishidroxi-propoxi-fenil-propano
- (CLR) Clearfil AP-X ES-2 Dentina; Kuraray
- (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
- (Mpa) Megapascales
- (nm) Nanómetros
- (PMMA) Polimetilmetacrilato
- (*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 (metacriloiloxi-2-etoxicarbonilamino) -2,4,4-trimetilhexano

I. Introducción

La evolución de las resinas compuestas inició durante el siglo XX. En esta época los silicatos eran los únicos materiales considerados estéticos, ya que eran similares al color del diente y se podían utilizar como material restaurador estético (Leinfelder, 1985).

Las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA), llegaron en los años 40 para reemplazar a los silicatos. Estas resinas tenían la misma característica que los silicatos su color era similar al diente, eran insolubles a fluidos orales, mas sencillos en su manipulación y bajo costo. Desafortunadamente, estas resinas acrílicas al igual que los silicatos tenían menor resistencia al desgaste además de una alta contracción de polimerizado y por consecuencia mucha filtración marginal (Albers, 1988).

La época de las resinas modernas comenzó en el año 1962 cuando el Dr. Ray Bowen implementó una innovación en la resina compuesta, el cambio principal fue la matriz de resina Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) y un agente de unión entre la matriz de resina y sus partículas de relleno (Bowen, 1997).

Actualmente, las resinas compuestas se utilizan mas frecuentemente, por sus excelentes propiedades estéticas que son factores primordiales en las restauraciones. El tener una resina compuesta eficaz varia en ciertos factores como son: el tamaño en sus partículas de relleno, su composición y su utilización clínica. Por otro lado, una de las complicaciones o desventajas que encontramos en las resinas compuestas es la ausencia de estabilidad dando como resultado un desajuste marginal y filtración de bacterias, provocando caries secundaria; más del 50% de las restauraciones de resina compuesta deben remplazarse a causas de este problema (Cobb et al., 2000).

El contenido de la saliva humana incluye enzimas similares a colesterol esterasa (tipo CE) y pseudocolinesterasa, que degradan los compuestos y adhesivos de las resinas compuestas que contienen bis-fenil glicidil dimetacrilato (BisGMA) (Jaffer et al., 2002), produciendo el compuesto de degradación bishydroxy-propoxy-phenyl-propane (BisHPPP) (Shokati et al., 2010). Este proceso compromete la interfaz resina-dentina, permitiendo la presencia de bacterias cariogénicas en dicha interfaz (Kermanshahi et al., 2010).

S. mutans es el principal factor etiológico responsable de la caries, tiene la capacidad de producir enzimas (esterasas) degradando por medio de hidrólisis al material restaurador (Kidd y Beighton, 1996). Esto representa un hallazgo importante para el campo de la odontología e identifica una alta vulnerabilidad de las resinas compuestas actuales ante una de las principales bacterias presentes en la cavidad oral (Zhu et al., 2009)

II. Fundamentación teórica

Las resinas compuestas presentan una modificación para dar como resultado, opacidad, color, translucidez logrando de esta forma imitar el tono y naturalidad de las piezas dentales, considerándolas el material mas estético de restauración directa. Su indicación de uso principalmente era para dientes anteriores, posteriormente su indicación se hizo también para dientes posteriores mejorando dentro de sus propiedades la manipulación y resistencia al desgaste (ADA Council on Scientific Affairs, 2003).

Las resinas compuestas se conforman por varios componentes químicamente diferentes: el primero es la matriz orgánica (básicamente esta conformada por: un sistema de monómeros mono, di- o tri-funcionales; un iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es la canforquinona, contiene tambien un sistema inhibidor, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la duración del producto en su almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma), el segundo es la matriz inorgánica (en su contenido encontramos partículas de vidrio de cuarzo (sílice / dióxido de silicio), vidrio, bario, estroncio y zirconia, con un tamaño de partícula que varía de 0.06 a 100 micrómetros (μm) y por último un agente de unión (es el agente de acoplamiento, que forma un enlace entre la matriz y el relleno) (Goldstein et al., 2002; Kumar et al., 2011).

Una de las propiedades principales que tiene la resina compuesta actualmente es la estética, y su uso en odontología es cada vez mas común en los ultimos años (Hedge et al., 2011) dejando en desuso la amalgama de plata, que por muchos años fue utilizada, ya que la resina compuesta es un material restaurador libre de metal (Mitra et al., 2003).

Otra propiedad importante de las resinas compuestas es su superficie uniforme; la textura superficial viene relacionada directamente con lo antes mencionado (las dimensiones y cantidad de partículas de relleno), esta textura

superficial si se encuentra rugosa favoreciera la acumulación de placa bacteriana (Chapman y Nathanson, 1983; Burgoyne et al., 1991).

Los principales requisitos para elegir una resina compuesta dependiendo de cada caso son sus propiedades mecánicas como: 1) la resistencia a la fractura (punto de deformación) donde físicamente el material se separa. En este punto, la deformación alcanza su valor máximo y el material se fractura; 2) módulo de elasticidad, parámetro característico del material que indica la relación presente en la zona de comportamiento elástico de dicho material, entre los incrementos de tensión aplicados en el ensayo de tracción y los incrementos de deformación longitudinal unitaria producidos; 3) dureza superficial, se entiende por dureza de un material a la resistencia que opone el material a su deformación plástica permanente superficial por rayado o penetración (Hickel et al., 2007).

Otro requisito importante para la elección de una resina compuesta son sus propiedades biológicas que se basan en la similitud que tienen a los tejidos dentales, con ausencia de hipersensibilidad, y preservación de la estructura dental; además, las consideraciones estéticas, como son las capacidades de dar estabilidad de color, pulido óptimo y ausencia de tinción marginal (Hickel et al., 2007).

Una clasificación muy utilizada y popular de la resina compuesta que actualmente se maneja esta basada en las dimensiones de las partículas de relleno; se dividieron a las resinas compuestas dependiendo el tamaño de sus partículas en resinas compuestas de macro relleno (partículas de 0.1 a 100 μm) que fueron unas de las resinas mas utilizadas pero entre sus desventajas se encuentra el acabado superficial pobre, creando un desgaste en la matriz resinosa y poco brillo superficial dando como resultado pigmentaciones, en base a esto tuvo su desuso, resinas compuestas de micro relleno (partículas de 0.04 μm) que tienen mejor desempeño en la región anterior donde la fuerza masticatoria es menor que en el sector posterior, como ventaja tienen un alto brillo superficial dando como resultado una alta estética y finalmente las resinas compuestas híbridas (con rellenos de diferentes dimensiones) este tipo de resinas contiene partículas más pequeñas que

proporcionan un mejor pulido y manipulación pero al mismo tiempo contiene partículas grandes que mejoran la resistencia (Lutz et al., 1983; Tveit y Espelid, 1986; Lang et al., 1992; Miyasaka, 1996).

Actualmente, se ha trabajado en las resinas compuestas para lograr una similitud mas estrecha a la estructura natural del diente. Los avances se han enfocado primordialmente en la mejora de las características de sus propiedades (Wu et al., 2009). Sus partículas de relleno tanto en su tamaño como en su forma, son factores que pudieran alterar el correcto funcionamiento a largo plazo de las resinas compuestas (Lutz y Krejci, 1999). Sin embargo, cuando un material compuesto se encuentra en el entorno oral, estos materiales están expuestos a ácidos de placa, alimentos y enzimas salivales que pueden causar ablandamiento del material. Además, puede ocurrir degradación química, lo que lleva a la liberación de varios componentes de las restauraciones compuestas, tales como monómeros residuales, oligómeros y otros productos de degradación (Finer y Santerre, 2004; Polydorou et al., 2007; Polydorou et al., 2009).

Otro aspecto importante que ha sido analizado por varios autores como una de las posibles razones de la degradación de la resina compuesta es la variación de los niveles de pH a largo plazo (Attin et al., 1998; Namen et al., 2008).

Se ha comprobado que los materiales de restauración a base de resina sufren un mayor daño micro-morfológico después de un régimen de exposición ácida que después del almacenamiento en agua destilada o saliva artificial (Turssi et al., 2002; Bagheri et al., 2007). Por lo tanto, los cambios en la topografía de la superficie de tales materiales pueden provocar un aumento en la rugosidad de la superficie, lo que puede conducir a un mayor aumento de la placa bacteriana en los materiales restauradores. Las bacterias se adhieren a superficies que están desgastadas y arrugadas en mayor medida que en superficies planas, promoviendo cambios fisicoquímicos que afectan la superficie y la humectabilidad de los materiales. Estos cambios pueden medirse mediante el ángulo de contacto (Turssi et al., 2002; Bagheri et al., 2007; Namen et al., 2008).

Por otra parte, *S. mutans* juega un importante papel en la formación de caries dental (Hamada y Slade, 1980; Loesche 1986), en la síntesis de glucanos insolubles adhesivos a partir de sacarosa por la reacción enzimática de sus glucosiltransferasas (GTF). Posteriormente, estos glucanos adhesivos forman placa dental inductora de caries, un tipo de biopelícula formada por microorganismos y sus productos, lo que hace que la adhesión a la superficie del diente sea más estrecha e irreversible (Kuramitsu, 1993).

La saliva contiene una mezcla de sustancias que juegan un papel primordial en la salud de la cavidad oral (Lenander Lumikari et al., 1998). Las proteínas como las inmunoglobulinas, estaterinas, proteínas ricas en prolina, ácidos y enzimas son el principal contenido de la saliva humana (Lindqvist et al., 1977). La posible filtración en las resinas compuestas influye para que con el paso del tiempo se pueda presentar disminución en sus propiedades mecánicas debido a la ruptura hidrolítica del enlace entre el silano y en la des unión de la matriz de relleno (Sideridou et al., 2003). En resinas compuestas que son utilizadas para la zona posterior, sus propiedades mecánicas tienen punto importante en la durabilidad y eficacia de la relación restauración dental y pieza dental (Banava y Salehyar, 2008).

La resistencia a la compresion y a la traccion son muy similares a la dentina, esta realcionada con el tamaño y porcentaje de las particulas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor resistencia a la compresion y a la tracción (Mandarino 1989). Dado que la mayoría de las fuerzas de masticación son de naturaleza compresiva, es importante investigar materiales bajo esta condición. Este tipo de prueba mecánica es la mas indicada para comparar materiales que muestran resultados bajos cuando se someten a tensión. Los materiales que son más resistentes bajo fuerzas de compresión que bajo fuerzas de tracción, se denominan maleables (Craig et al., 1997).

La prueba de compresión diametral o prueba de disco brasileña ha sido un método experimental popular para medir la resistencia a la tracción de materiales. La distribución del estrés y el mecanismo de falla han sido ampliamente discutidos

(Fahad, 1996). Por lo que ha habido varias modificaciones y extensiones de este método de prueba; por ejemplo, Tong et al. (2007) utilizaron discos intercalados para medir la resistencia a la fractura interfacial de la interfaz hueso-cemento, mientras que Davison et al. (1994), analizaron el campo de tensión elástica de un cilindro en capas bajo compresión diametral. Esta prueba normalmente se hace hasta lograr que el espécimen llegue al punto de ruptura, y se espera como resultado una deformación plástica mínima del espécimen.

III. Hipótesis de trabajo

La resina compuesta IPS Empress Direct; presenta menor resistencia a la compresión diametral después de exponerla a *S. mutans* durante 30 o 60 días comparada con la resistencia a la compresión diametral que presentan las resinas compuestas ENA HRI y Clearfil AP-X ES-2 expuestas durante el mismo tiempo.

Hipótesis nula

La resina compuesta IPS Empress Direct; presenta mayor resistencia a la compresión diametral después de exponerla a *S. mutans* durante 30 o 60 días comparada con la resistencia a la compresión diametral que presentan las resinas compuestas ENA HRI Dentina y Clearfil AP-X ES-2 expuestas durante el mismo tiempo.

IV. OBJETIVOS

IV.1 Objetivo general

Determinar en que resina compuesta, se presenta mayor disminución de la compresión diametral después de 30 y 60 días de ser expuestas a *S. mutans*, en la IPS Empress Direct; en la ENA HRI o en la Clearfil AP-X ES-2.

IV.2 Objetivos específicos

- Medir la resistencia a la compresión diametral de la resina compuesta IPS Empress Direct; posterior a ser expuesta a *S. mutans* durante 30 o 60 días.
- Medir la resistencia a la compresión diametral de la resina compuesta Clearfil AP-X ES2; posterior a ser expuesta a *S. mutans* durante durante 30 o 60 días.
- Medir la resistencia a la compresión diametral de la resina compuesta ENA HRI; posterior a ser expuesta a *S. mutans* durante 30 o 60 días.
- Comparar las medidas de la resistencia a la compresión diametral de las tres 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 compuesta (3 mm diámetro × 6 mm altura) según la Norma ISO 4049

V.3 Criterios de selección

- **Criterios de inclusión**

Especímenes estandarizados que cumplieron con los requisitos de tamaño.

- **Criterios de exclusión**

Especímenes que en su superficie presentaron burbujas o daños como fisuras o fracturas.

- **Criterios de eliminación**

Especímenes que en el proceso sufrieron alteraciones que imposibilitaron el estudio de las variables.

VI.3.2 Variables estudiadas

Resistencia a la compresión diametral

Prueba mecánica basada en la ruptura de un disco, la maquina universal de pruebas suministra la fuerza a un eje de línea a lo largo de todo el espécimen.

Resina Compuesta

Material dental utilizado para sustituir la estructura dental, devolviendo propiedades funcionales, estéticas y biológicas.

IPS Empress Direct; ENA HRI y Clearfil AP-X ES-2; expuestas a condiciones experimentales.

V.4 Procedimientos

Se dividió en cinco fases que se desarrollan a continuación.

1. FASE DE FABRICACIÓN DEL MOLDE PARA ESPECÍMENES

- Se realizo un molde de acero inoxidable con las especificaciones correspondientes a la norma (ISO 4049) con las medidas para compresión diametral 3mm diametro x 6 mm altura (Figura 1).



Figura 1

- El molde realizado tuvo como característica principal una apertura lateral, fijada con un tornillo para poder extraer con facilidad los especímenes (Figura 2).



Figura 2

2. FABRICACIÓN DE LOS ESPECÍMENES

- Se colocó el molde sobre una loseta de vidrio con la medida justa para usarla de base al momento de colocar la resina.
- Se colocaron las resinas compuestas en los orificios del molde previamente fabricado (ENA HRI, IPS Empress Direct y Clearfil AP-X ES-2) con una espátula de teflon (Hu-friedy) dentro de cada espacio correspondiente al disco hasta condensarlo a la superficie.
- Se colocó una segunda loseta de vidrio para condensación uniforme de las resinas compuestas (Figura 3).

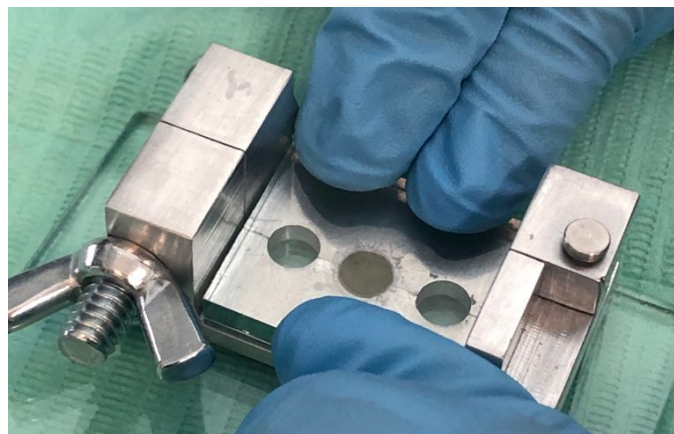


Figura 3

- Se fotopolimerizaron los especímenes sobre la superficie de la loseta de vidrio con una lámpara LED (Valo curing light) a 1,000 mW/cm² de potencia por 20 segundos por ambos lados (Figura 4).

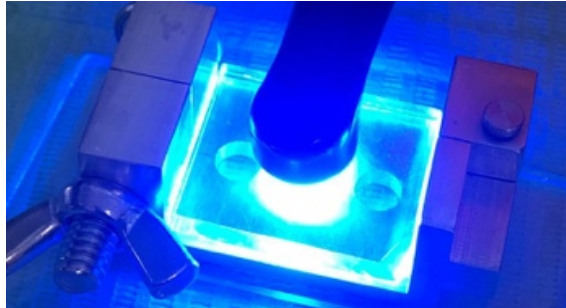


Figura 4

- Pasado el tiempo de fotopolimerizado se desajustó el tornillo que sujetaba el molde hasta separar las dos estructuras (Figura 5).

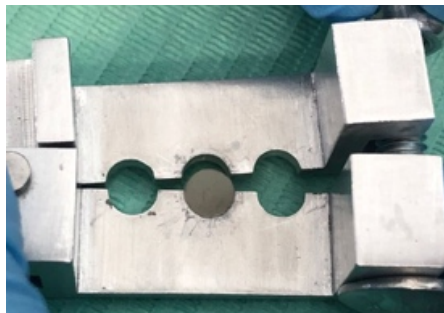


Figura 5

- Se retiraron los especímenes ya conformados y polimerizados (Figura 6).



Figura 6

- Este proceso se realizó con todas las resinas compuestas en el molde específico para la prueba de resistencia a la compresión diametral (Figura 7), hasta que se obtuvo el total de las muestras (n=144), de los cuales se agruparon en cinco: grupo control (n=24), grupo dos 30 días sin exposición a *S. mutans* (n=30), grupo tres 60 días sin exposición a *S. mutans* (n=30), grupo cuatro 30 días con exposición a *S. mutans* (n=30), grupo cinco 60 días con exposición a *S. mutans* (n=30) (Figura 8).

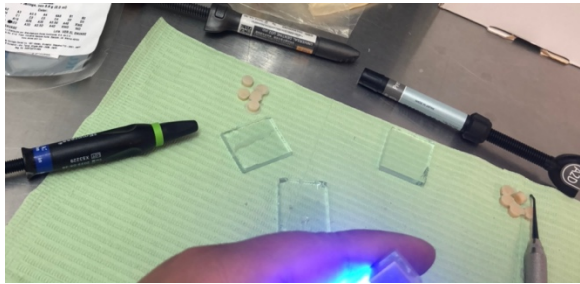


Figura 7



Figura 8

3. PREPARACIÓN DEL MEDIO DE CULTIVO PARA ACTIVACIÓN DEL *S. mutans*

- En un matraz de Erlenmeyer se colocó 1 litro de agua destilada y se depositaron 40 g de polvo de agar tripticasa soya, 10 g de extracto de levadura y 150 g de sucrosa.
- Durante aproximadamente 1 minuto se calentaron hasta lograr el punto de ebullición (se agitó intermitentemente hasta disolver completamente la preparación).
- Con un algodón y papel aluminio se selló la entrada del matraz y se llevó a el autoclave; se sometió a: 121°C, 15 lbs. de presión durante 15 minutos.
- Se colocó el medio ya estéril en cajas de Petri.
- Se sembró la cepa de *S. mutans* GS5 y se colocó en la incubadora a 36°C +/- 1 °C durante 48 horas para su crecimiento.

4. PREPARACIÓN DEL MEDIO DE CULTIVO PARA EXPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS AL *S. mutans*.

- En un litro de agua bidestilada se disolvieron 37g de medio de cultivo.
- Durante 15 minutos se esterilizaron en autoclave a 121°C tubos de ensayo en los que se repartieron el medio de cultivo.
- Se inoculó una colonia de *S. mutans* de las cajas previamente preparadas y se colocó en la incubadora durante 24 horas (a 36°C +/- 1°C)

5. COLOCACIÓN DE LOS ESPECÍMENES EN EL MEDIO DE CULTIVO

⇒ Se tomaron (n=144) especímenes de los cuales se dividieron en cinco grupos:

- Grupo uno (n=24) especímenes para grupo control.
- Grupo dos (n=30) especímenes para grupo 30 días sin exposición a *S. mutans*
- Grupo tres (n=30) especímenes para grupo 60 días sin exposición a *S. mutans*
- Grupo cuatro (n=30) especímenes para grupo 30 días con exposición a *S. mutans*
- Grupo cinco (n=30) especímenes para grupo 60 días con exposición a *S. mutans*.

▪ *Antes de la exposición a bacterias:*

⇒ Se observaron los (n=144) especímenes en el estereomicroscopio para detectar cualquier irregularidad en su superficie, se pesaron y midieron hasta cumplir en cada una de las muestras los criterios de inclusión y fueron sometidos a la prueba de compresión diametral.

⇒ Se descartaron del estudio (n=9) especímenes por irregularidades en su superficie que no entraban dentro de los criterios de inclusión. Al

final, el total de especímenes que se utilizaron para este estudio fueron (n=135) de los cuales se dividieron en grupos:

- Grupo uno (n=15) especímenes para grupo control.
- Grupo dos (n=30) especímenes para grupo 30 días sin exposición a *S. mutans*.
- Grupo tres (n=30) especímenes para grupo 60 días sin exposición a *S. mutans*.
- Grupo cuatro (n=30) especímenes para grupo 30 días con exposición a *S. mutans*.
- Grupo cinco (n=30) especímenes para grupo 60 días con exposición a *S. mutans*.

⇒ Se colocaron cada uno de los especímenes dentro de los tubos y se dividieron en: grupo uno (15 tubos con agua bidestilada por 24 horas), grupo 2 (30 tubos con medio de cultivo sin exposición a *S. mutans* por 30 días), grupo 3 (30 tubos con medio de cultivo sin exposición a *S. mutans* por 60 días), grupo cuatro (30 tubos con medio de cultivo con exposición a *S. mutans* por 30 días) y grupo cinco (30 tubos con medio de cultivo con exposición a *S. mutans* por 60 días). Se mantuvieron en la incubadora por 30 días y 60 días según el grupo correspondiente. Durante este período se estuvieron sustituyendo 100 ml del medio de cultivo “antiguo” por 100 ml de medio de cultivo “nuevo estéril” cada tercer día para asegurar la vitalidad de las bacterias.

⇒ Se procedió a realizar las pruebas mecánicas en la máquina universal de pruebas.

6. PRUEBAS MECÁNICAS

- Se colocó cada espécimen paralelo a la platina de la base en la máquina de pruebas, acomodando la platina sobre el espécimen abarcando la mayor parte de su superficie (Figura 11).

VI.41 Análisis estadístico

Los resultados que se obtuvieron en la prueba de resistencia a la compresión diametral, fueron analizados con ANOVA. Después estos resultados se analizaron con la prueba Tukey para realizar comparaciones. La significancia se estableció en $p < 0.05$.

VI. Resultados

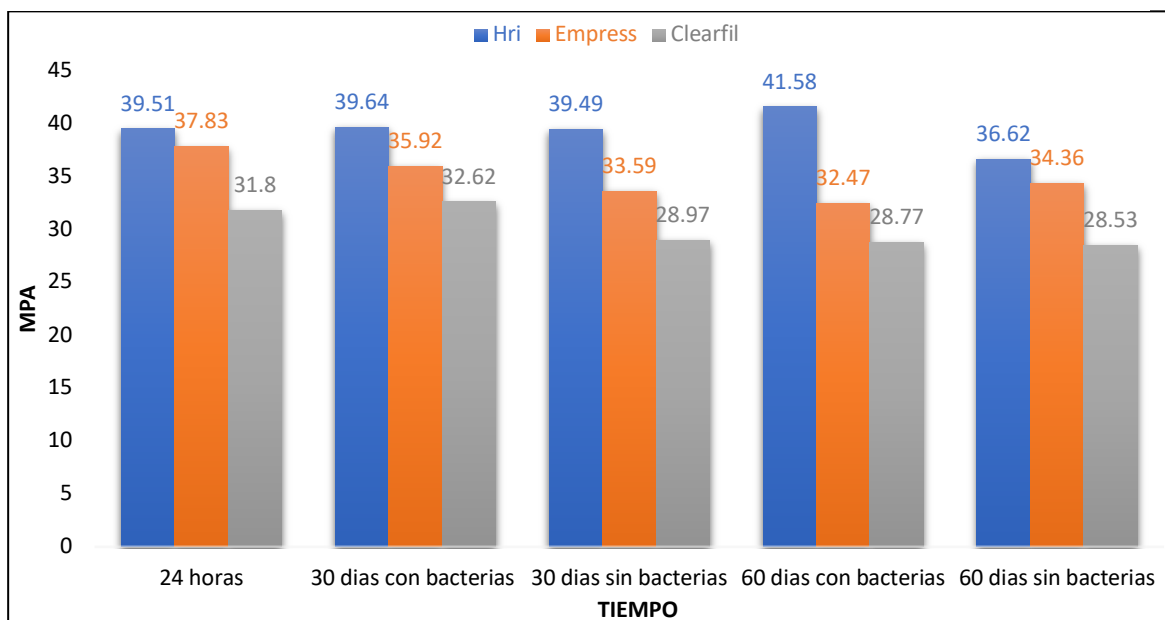
En la Tabla 1 se muestran los promedios, desviación estándar y rango, de la resistencia a la compresión diametral de las tres diferentes resinas compuestas que fueron expuestas a las diferentes condiciones experimentales. Se observa que no existe una diferencia significativa entre los resultados obtenidos con las condiciones experimentales estudiadas para cada una de las resinas, sin embargo, entre las tres resinas compuestas estudiadas si se encuentra una diferencia significativa.

Tabla 1. Resistencia a la compresión diametral de 3 grupos expuestos a los 5 tiempos experimentales representados en MPa.

	Grupo 1 24 hrs (n=24)	Grupo 2 30 días sin bacterias (n=30)	Grupo 3 60 días sin bacterias (n=30)	Grupo 4 30 días con bacterias (n=30)	Grupo 5 60 días con bacterias (n=30)	Valor P
	X± DE (Rango)					
HRI	39.51 ±5.05 (35.79-48.93)	39.64 ±3.04 (35.13-43.68)	39.49 ± 3.98 (33.82-44.44)	41.58 ±7.19 (34.67-55.09)	36.62 ±6.05 (27.59-43.60)	0.3384
Empress	37.83 ±4.53 (33.61-48.78)	35.92 ±2.48 (33.60-40.38)	33.59 ±6.50 (26.44-44.71)	32.47 ±10.40 (3.89-40.59)	34.36 ±3.25 (29.55-40.55)	0.3558
Clearfil	31.80 ±2.91 (27.59-35.35)	32.62 ±3.56 (29.06-39.44)	28.97 ±4.89 (22.52-35.26)	28.77 ±4.18 (24.00-39.62)	28.53 ±4.83 (18.79-33.25)	0.0917
Valor P	0.0010	0.0001	0.0005	0.0029	0.0028	

En la gráfica 1 se observa que la resina compuesta ENA HRI tuvo los valores más altos, mientras que la resina compuesta IPS Empress Direct; y la Clearfil AP-X ES-2 estuvieron por debajo de ella, pero sin diferencia entre ellas mismas, sugiriendo que estas últimas resinas compuestas funcionan de la misma manera.

Grafica 1. Comparación de grupos experimentales



VII. Discusión

Después de la evaluación de los resultados obtenidos en este estudio, se encontró que no hay diferencias estadísticamente significativas al comparar cada una de las condiciones experimentales para cada una de las resinas compuestas que se utilizaron. Lo que demuestra que el *S. mutans* al que fueron expuestas estas resinas compuestas durante los tiempos estudiados no tuvo impacto sobre la resistencia a la compresión diametral.

En un estudio previo se demostró que las bacterias *S. mutans*, *S. oralis* y *A. naeslundii* se adherían fuertemente a las resinas compuestas. Como consecuencia de la colonización bacteriana y/o de una mala higiene oral, y que podían crear daño a los materiales de restauración (Willershausen et al., 1999).

En el estudio de Gregson et al. (2012), se examinaron las interacciones entre las bacterias que comúnmente se encuentran en el biofilm y un material compuesto de resina y se demostró una degradación significativa del enlace éster en comparación con medios solos con las bacterias *S. mutans* y *S. gordonii*. Sin embargo, en el presente trabajo no se estudió la superficie de las resinas compuestas analizadas. Por lo tanto, no se sabe si la superficie fue afectada como se reportó previamente por Gregson et al. (2012). Posiblemente, *S. mutans* cause daño en la superficie de las resinas compuestas, pero no el suficiente como para afectar la resistencia a la compresión diametral.

Por otro lado, respecto a los componentes de la resina es muy importante conocer su cantidad de relleno y tamaño de partículas para definir en qué situación se utilizará cada una en base a su matriz orgánica e inorgánica. En el estudio realizado por Sepideh Banava (2008), se pudo comprobar que la resistencia de una resina compuesta se basa proporcionalmente a la cantidad de relleno inorgánico y tamaño de sus partículas; además las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura del material.

Peutzfeldt (1997) pudo observar que la resistencia aumenta cuando se reemplaza BisGMA o TEGDMA por UEDMA, y cuando se reemplaza BisGMA por TEGDMA. Estos resultados se explican en parte por el grado de conversión de la matriz polimérica. Así, el aumento de la resistencia a la tracción cuando se sustituye BisGMA por TEGDMA O UEDMA puede explicarse como consecuencia de un aumento en el grado de conversión. No existen datos que permitan una estimación de cómo el grado de conversión se ve afectado por el intercambio de TEGDMA por UEDMA (Ruyter y Svendsen, 1978).

En el presente estudio se utilizaron resinas compuestas con variaciones en su contenido. Por ejemplo, la resina ENA HRI contiene BisGMA y UDMA en su composición, previamente se ha reportado que la combinación de ambos componentes aporta mayor resistencia a la resina compuesta. A diferencia de la resina Clearfil AP-X ES-2 que dentro de sus componentes incluye monómero TEGDMA que permite la formación de una red polimérica flexible que conlleva a un aumento en la deformación elástica de la resina compuesta (Rodrigues Junior et al., 2007).

Por otro lado, se ha demostrado que los componentes de carga y tipo de monómero de las resinas compuestas influyen bastante en el funcionamiento mecánico (Rodrigues Junior et al., 2007). Esto, se confirmó en el presente estudio, ya que la resina compuesta ENA HRI fue la que tuvo mayor resistencia a la compresión diametral, ya que dentro de su composición, el tamaño de la partícula es de 0.04 μm a 0.7 μm , mientras que la resina compuesta IPS Empress Direct en sus componentes el tamaño de la partícula es de 3 μm y por último el tamaño de la partícula de la resina compuesta Clearfil AP-X ES-2 es de 0.18 μm a 3.5 μm . Esto confirma que a pesar de que las partículas sean de gran tamaño no presentan aumento en su resistencia a la compresión diametral.

Con el presente estudio podría considerarse que los resultados de la resina compuesta ENA HRI por sus componentes no afectó su resistencia a la compresión diametral, comparándola con las resinas compuestas IPS Empress Direct y Clearfil

AP-X ES-2. Este hallazgo aporta herramientas al odontólogo para elegir la resina compuesta ideal para cada tratamiento a realizar, brindando uno con mayor longevidad, calidad y satisfacción para los pacientes.

Es importante también considerar que existe la probabilidad de que la cantidad de bacterias a la que se expusieron las resinas en el presente estudio no haya sido suficiente para tener un efecto significativo en la composición del material y alterar su resistencia a la compresión diametral. Además, en base a que este fue un estudio *in vitro*, no se abarcaron todas las características que encontramos en la cavidad oral como hubiera sido en un estudio *in vivo*.

Finalmente, se reconoce que la gran variedad de productos dentales que se lanzan al mercado hace que la selección de materiales sea una tarea difícil. Aunque las propiedades mecánicas no representan necesariamente su desempeño clínico real, las pruebas se utilizan para guiar los efectos de los cambios en las composiciones del material o la evolución de sus propiedades. Además, estas propiedades pueden ayudar al clínico de alguna manera en su selección.

VIII. Conclusiones

De las tres resinas compuestas utilizadas en este estudio ninguna presentó alteración en la prueba mecánica de resistencia a la compresión diametral después de su exposición por 30 y 60 días a *S. mutans*. Lo que sí se demostró fue que la resina compuesta ENA HRI, sobresalió en su resistencia a la compresión diametral al compararla con las otras dos resinas compuestas (IPS Empress Direct y Clearfil AP-X ES-2).

IX. Bibliografía

- Albers, H. F. 1988. Odontología estética: Selección y colocación de materiales. Barcelona: Labor.
- Anusavice, K. J. 2004. Phillips ciencia de los materiales dentales. 11 ed. España:Elsevier.
- Attin, T., W. Buchalla, A. Trett, y E. Hellwig. 1998. Toothbrushing abrasion of polyacid-modified composites in neutral and acidic buffer solutions. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 80 (2): 148–50.
- Bagheri, R., Tyas y M. F. Burrow. 2007. Subsurface degradation of resin-based composites. *Dental Materials* 23 (8): 944–51.
- Banava, Sepideh, y Saman S. 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.
- Bowen, R. 1997. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate (1962). U.S. Patent 3000: 112.
- Braga, R. ; Ballester y J. Ferracane. 2005. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental Materials* 21 (10): 962–70.
- Burgoyne, A. Nicholls y J. S. Brudvik. 1991. *In vitro* two-body wear of inlay-onlay composite resin restoratives. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 65 (2): 206–14.
- Chapman, R. y D. Nathanson. 1983. Excessive wear of natural tooth structure by opposing composite restorations. *Journal of the American Dental Association* 106 (1): 51–53.
- Christensen, G. 2003. Direct restorative materials: what goes where? *The Journal of the American Dental Association* 134 (10): 1395–97.

- Chung, S., Jin, Y., Koh, K., T, Sai y Ch T., 2004. Measurement of poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials* 25 (13): 2455–60.
- Cobb, D, Macgregor., M. Vargas y G. E. Denehy. 2000. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. *Journal of the American Dental Association* 131 (11): 1610–15.
- ADA Council on Scientific Affairs. 2003. Direct and indirect restorative materials. *Journal of the American Dental Association* 134 (4): 463–72.
- Craig, R., Mechanical properties. *Restorative dental materials*. 10 ed. St. Louis: Mosby.
- Craig, R. G., y M. I. Ward. 1998. *Materiales de odontología restauradora*. Madrid: Harcourt Brace.
- Davison, T. S., H. N. G. Wadley y M. J. Pindera. 1994. Elastic response of a layered cylinder subjected to diametral loading. *Composites engineering* 4 (10): 995–1009.
- Dietschi, D., P. Magne y J. Holz. 1994. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence International* 25 (10):659-677.
- Dietschi, D., S. Olsburgh, I. Krejci y C. Davidson. 2003. *In vitro* evaluation of marginal and internal adaptation after occlusal stressing of indirect class ii composite restorations with different resinous bases. *European Journal of Oral Sciences* 11 (1): 73–80.
- Fahad, M K. 1996. Stresses and failure in the diametral compression test. *Journal of Materials Science* 31 (14): 3723–29.
- Feilzer, A. J., A. J. De Gee y C. L. Davidson. 1987. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research* 66 (11): 1636–39.
- Finer, Y. y J. P. Santerre. 2004. Salivary esterase activity and its association with

- the biodegradation of dental composites. *Journal of Dental Research* 83 (1): 22–26.
- Goldstein R. E. 2002. Sistemas adhesivos de los composites. En: Goldstein R. E. *Odontología Estética Vol i*. Barcelona: STM Editores.
- Hickel R., Jean R., Stephen B., Siegward D., Heintze I., Mjoer, Mathilde P., Valentin R., Ros R., Gottfried S., y Martin T., 2007. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science committee project 2/98 fdiworld dental federation study design (part i) and criteria for evaluation (part ii) of direct and indirect restorations include. *The Journal of Adhesive Dentistry* 9: 121–47.
- Ingle J., Leif K., y J Craig., 2008. *Ingle's endodontics* 6. Pmhp usa.
- Karen, S., Gregson y Han, S. y Richard L., 2012 The impact of three strains of oral bacteria on the surface and mechanical properties of a dental resin material. *Clin Oral Invest* (2012)
- Khalichi, P., G, Cvitkovitch., y J. P. Santerre. 2004. Effect of composite resin biodegradation products on oral streptococcal growth. *Biomaterials* 25 (24): 5467–72.
- Kemp, S., Chantal, M., y Carel I., 1990. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 64 (6): 658–64.
- Kermanshahi, Sanaz, J. P. Santerre, D. G. Cvitkovitch, y Y. Finer. 2010. Biodegradation of resin dentin interfaces increases bacterial microleakage. *Journal of Dental Research* 89 (9): 996–1001.
- Kidd, E., y D. Beighton. 1996. Prediction of secondary caries around tooth colored restorations: a clinical and microbiological study. *Journal of Dental Research* 75 (12): 1942–46.
- Kuramitsu, H. (1993) Virulence factors of mutans streptococci: role of molecular

- genetics. *Critical reviews in oral biology & medicine*, 4, 159-176.
- Lang, B., M. Jaarda, y R, Wang. 1992. Filler particle size and composite resin classification systems. *Journal of Oral Rehabilitation* 19 (6): 569–84.
- Leinfelder, K. 1985. Composite resins. *Dental clinics of north america* 29 (2): 359—371.
- Leinfelder, K., Wilder, y I. C. Teixeira. 1986. Wear rates of posterior composite resins. *Journal of the American Dental Association (1939)* 112 (6): 829–33.
- Leinfelder, K., 1991. Using composite resin as a posterior restorative material. *Journal of the American Dental Association* 1939 122 (4): 65–70.
- Lemos, José A., y Robert A. Burne. 2008. A model of efficiency: Stress tolerance by *Streptococcus mutans*. *Microbiology (reading, england)* 154 (pt 11): 3247.
- Lindqvist, L., Carl, E y Per, Ö S. 1977. Origin of esterases in human whole saliva. *Enzyme* 22: 166–75.
- Lutz, Felix, y Ralph, W. 1983. A classification and evaluation of composite resin systems. *The journal of prosthetic dentistry* 50 (4): 480–88.
- Lutz, Ivo Krejci, y T R Oldenburg. 1986. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)* 17 (12): 777.
- Mitra, Sumita B., Dong Wu, y Brian N. Holmes. 2003. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association* 134 (10): 1382–90
- Miyasaka, Taira. 1996. Original paper effect of shape and photo sizecure of silanated composite fillers resins on mechanical properties of experimental taira miyasaka department of dental materials science , school of dentistry at tokyo , the nippon dental university hybrid co. *Dental Materials Journal* 15 (2): 98–110.
- Namen, F M, J Galan Jr, G De Deus, R D Cabreira, y F C S Filho. 2008. Effect of ph

- on the wettability and fluoride release of an ion-releasing resin composite. *Operative Dentistry* 33 (5): 571–78.
- Polydorou, Olga, Rainer Trittler, Elmar Hellwig, y Klaus Kümmerer. 2007. Elution of monomers from two conventional dental composite materials. *Dental Materials* 23 (12): 1535–41.
- Polydorou, Olga, Mohammad Hammad, Armin König, Elmar Hellwig, y Klaus Kümmerer. 2009. Release of monomers from different core build-up materials. *Dental Materials* 25 (9): 1090–95.
- Procopio, A T, A Zavaliangos, y J C Cunningham. 2003. Analysis of the diametrical compression test and the applicability to plastically deforming materials. *Journal of Materials Science* 38 (17): 3629–39.
- Sepideh, B., Saman, S. (2008) *In vitro* comparative study of compressive strength of different types of composite resins in different periods of time. *Iran J Pharm scie*; 4(1): 69-74
- Sideridou, I., V. Tserki, y G. Papanastasiou. 2003. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light cured dimethacrylate based dental Resins. *Biomaterials* 24 (4): 655–65.
- Suzuki, Shiro. 2004. Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam?. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 16 (6): 355
- Tamesada, M., S. Kawabata, T. Fujiwara, y S. Hamada. 2004. Synergistic effects of streptococcal glucosyltransferases on adhesive biofilm formation. *Journal of Dental Research* 83 (11): 874–79.
- Tong, J, K y Wong, y C Lupton. 2007. Determination of interfacial fracture toughness of bone–cement interface using sandwich brazilian disks. *Engineering fracture mechanics* 74 (12): 1904–16.
- Turssi, C. P., A. T. Hara, M. C. Serra, y A. L. Rodrigues. 2002. Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin-based restorative materials. *Journal*

of Oral Rehabilitation 29 (9): 864–71.

Tveit, A. B., y I. Espelid. 1986. Radiographic diagnosis of caries and marginal defects in connection with radiopaque composite fillings. *Dental Materials* 2 (4): 159–62.

Willershausen B, A. Callaway, C.-P. Ernst y E. Stender Mainr, 1999 Germany. The influence of oral bacteria on the surfaces of resin-based dental restorative materials-an *in vitro* study.

Zhu, H., Mengyao, L., Paul, S., y Benfang, L. 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.