



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE TRES CEROMEROS
EXPUESTOS A TRES DIFERENTES TIPOS DE
PROCESADO.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

SERGIO AGUILAR ENCISO

TUTOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO, D.F.

2012



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por permitirme llegar a este momento, que me dio el sustento, la salud, la fuerza y el valor de seguir cada día sin importar lo que sucediera, por que a pesar de ponerme a prueba cada día, me llevo de la mano y me enseñó a superar todas las adversidades. Gracias por prestarle vida a mi padre para presenciar estos momentos.

A mi padre Sergio, que hizo de mí presente y futuro, que dedico parte de sus días y hasta ahora en verme crecer, todas sus palabras y enseñanzas se han plasmado en resultados, el que me enseñó a trabajar y a valerme por mi mismo, a siempre creer en mi y no dejarme caer a pesar de la desgracia y que aun estando al filo del abismo nunca dejo de creer en mi, Dios nos permitió llegar hasta aquí, no seria nada de lo que soy si no hubiera sido por TI, ni con la vida pagaría todo lo que has hecho por mi. Gracias Pa. TE AMO.

A mi madre Rita y mi hermana Mariana, las dos mujeres mas valientes en el mundo, quienes estuvieron conmigo todo el tiempo y que a pesar de las circunstancias nunca nos separamos y seguimos juntos, todo esto y mas es para ustedes. LAS AMO.

Al Dr. Miguel A. Díaz Maya, su vida y trayectoria a través de las historias que mi madre me contaba, influenciaron mi vida y me hicieron tomar el camino adecuado, gracias por el apoyo tanto a mí, como a mi madre.

A la familia Enciso, mi Awe Ana, a todos mis tíos Concha, Susano, Vicky, Chelo, Mago, Ana, Lulú, Jesús, Pera, y mis primos Lalo, Mary, Chucho, Paty, Israel, Isaac, Laura, Carlos, Alex, Memo, Iván, Cristian, Oscar, Moni, Ana, Marco, Edgar, Sonia, Beto, Ángel, que me vieron crecer y durante toda mi vida siempre estuvieron al pendiente de nosotros y nos ayudaron y apoyaron en los momentos mas difíciles. Dedicado a ustedes

A mis tios, Teresa, Ernesto, Roció. Gracias por todo, los quiero.

Al Dr. Jorge Guerrero y Jorge Oswaldo por el apoyo y tiempo dedicado a este trabajo.

A la Lic. Rosalba Camacho Díaz por su apoyo y palabras.

A Gabriela Colín, llegaste en el momento que mas lo necesitaba, por tu apoyo tiempo y palabras. A ti mi cariño incondicional.

A mis mejores amigos Angélica Ruiz, Ismael Valerio, Antonio Villa, Edgar Téllez, Luis Vázquez, Gloria Salas, Emmanuel Yáñez.

A Paula Díaz, gracias por tu amistad y por estar ahí siempre.

CONTENIDO

1.- INTRODUCCION.....	5
2.- ANTECEDENTES.....	7
2.1 PRIMERA GENERACION.....	7
2.2 SEGUNDA GENERACION.....	9
2.3 COMPOSICION DE LAS RESINAS COMPUESTAS.....	11
2.4 SISTEMAS INICIADORES Y ACTIVADORES DE LA POLIMERIZACION.....	15
2.5 CLASIFICACION.....	16
2.6 PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS.....	19
2.7 SILORANOS.....	24
2.8 ORMOCERAS.....	26
2.9 MONOMEROS HIDROFOBICOS.....	27
2.10 MATERIALES ANTICARIOGENICOS.....	27
2.11 POLIMEROS REMINERALIZANTES.....	28
2.12 REDUCCION DEL ESTRÉS DE POLIMERIZACION.....	29
3.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	30
4.- JUSTIFICACION.....	31
5.- HIPOTESIS.....	31
6.- OBJETIVOS GENERALES.....	32
7.- OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	32

8.- METODOLOGÍA.....	33
8.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	33
8.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	33
9.- VARIABLES PENDIENTES.....	34
10.- VARIABLES INDEPENDIENTES.....	34
11.- RECURSOS MATERIALES.....	35
12.- MUESTREO.....	36
12.- UNIVERSO DE TRABAJO	37
13.- PREPARACION DE LAS MUESTRAS.....	37
13.1CILCO DE CURADO CON LUMAMAT	39
13.2 CICLO DE CURADO CON HERAFLASH	40
13.3 CICLO DE CURADO CON OLLA DE PRESION	40
14.- RESULTADOS.....	45
15.- CONCLUSIONES.....	52
16.- BIBLIOGRAFIA.....	53

1.- INTRODUCCION

Hoy en día, la apariencia física se ha vuelto de gran preocupación para la sociedad actual, siendo necesario implementar nuevas técnicas restauradoras poco invasivas. Tomando más en cuenta el aspecto odontológico. Uno de los materiales más usados en la odontología restauradora estética, son las resinas compuestas, estas aparecen en la practica odontológica hace cuatro décadas para revolucionar lo que hasta en ese momento se conocía para restaurar directamente, sin embargo, estas resinas presentaban diferentes problemas, como falta de resistencia al desgaste, insuficientes propiedades mecánicas y falta de integridad marginal, además de ser muy sensibles a la técnica directa de obturación, ya que al ser insertados directamente en la cavidad oral requieren mayor atención a los detalles en la etapa de inserción y debido a la contracción de polimerización, causando en los pacientes sensibilidad post-operatoria.

La búsqueda de un material estético ideal para la restauración de los dientes ha producido importantes mejoras de los materiales estéticos y de las técnicas para el procesado de resinas para restauraciones indirectas. Las posibilidades de usos innovadores de los materiales estéticos son fascinantes y casi ilimitadas.

La introducción de este material en 1962 fue la base de las restauraciones llamadas genéricamente composites. En la actualidad han sustituido a los cementos de silicato y a la resina acrílica.

Las resinas compuestas son ampliamente utilizadas en la odontología restauradora incluyendo restauraciones posteriores, poniendo así a este material bajo constante estrés masticatorio. Las resinas compuestas con mejores propiedades mecánicas han sido desarrolladas en los últimos años.

La efectividad del curado depende en gran forma del tipo de partícula de relleno, tamaño, cantidad y parámetros en cuanto a intensidad y tiempo de polimerizado. Una efectiva foto-activación de los composites es primordial para mejorar sus propiedades mecánicas y así evitar la citotoxicidad o la inadecuada polimerización del material.

Los composites sufren una contracción volumétrica de polimerización que es inherente al material y no se puede evitar, pero es posible disminuirla. Esta contracción, de valores importantes, determina fracturas o microfracturas aunado a los movimientos laterales sometidos a stress por presión, que se presentan como sintomatología clínica (dolor), fracturas o microfracturas en el esmalte, fisuras marginales en el borde cavo y alteraciones en el enlace matriz-relleno del composite que da una disminución en la resistencia del material.

2.- ANTECEDENTES

La introducción comercial de la resina compuesta fotopolimerizable fue en la década de los 70s, un innúmero de tipos y marcas comerciales de composites y sistemas adhesivos fueron lanzados al mercado. Este material ha sufrido muchas mejoras en su composición y por ende en sus propiedades mecánicas, dando como resultado un material de mayor versatilidad.

Como forma de atenuar los problemas relacionados a la contracción de polimerización, estudios han demostrado que realizando una polimerización gradual, o sea, iniciando la fotoactivación de la resina compuesta con menor intensidad de luz, seguida por una fotoactivación final con mayor intensidad se observa una mejoría en la adaptación marginal y se preservan las propiedades mecánicas del material. ¹

Recientemente, los fabricantes han enfocado su atención para aparatos con diferentes fuentes de energía. Una alta intensidad de energía fue por mucho tiempo considerada como ideal para foto-activar la resina compuesta, de manera de garantizar una polimerización adecuada en profundidad, asociada a la conservación de las propiedades físicas y mecánicas del material. En tanto, otros estudios evidenciaron el efecto negativo de la alza de la intensidad de luz en el aumento del estrés generado en la contracción de polimerización.

2.1 PRIMERA GENERACIÓN

Los inlays de resinas compuestas fabricados con técnicas indirectas fueron introducidos en Alemania por Mormann; por Touati y Pissis en Francia, mencionan que las técnicas indirectas mostraron una menor contracción de polimerización y eran eficientes en la confección de contornos y puntos de contacto proximales. La primera generación de composites indirectos fueron introducidos tempranamente en 1980, siendo fundamentalmente resinas

compuestas de microrelleno con resistencia a la fractura de 60 a 80 MPa y módulos de elasticidad en el rango de los 2 a los 5 GPa, el volumen de relleno en la resina era mayor al 50% y las macropartículas median aproximadamente 0.4 μm .

Algunos sistemas más conocidos fueron:

- SR Isocit Inlay System. Este sistema fue reportado por primera vez en la literatura dental en 1983 y no fue sino hasta 1986 que estuvo disponible comercialmente. Fue un relleno homogéneamente compuesto por un 55% en peso de sílice coloidal radiolúcido y 20% de fluoruro de lantano radiopaco.
- Coltene Brilliant. Este sistema para inlay y onlay estético incorpora finas partículas de composite híbrido (0.5 mm.) que contiene un 78.5% en peso de fibra de vidrio.
- Visio-Gem (ESPE). Inicialmente este material fue desarrollado para carillas de composite, pero su uso fue expandido hasta la utilización en inlays estéticos. Para la confección de inlays, el cual primero se polimerizaban por luz, seguido por 15 minutos de curado por luz y vacío.
- Concept (Ivoclar). Este fue un sistema de restauración indirecto para inlays y onlays estéticos. Fue un composite de alta cantidad de microrelleno, el cual era polimerizado por calor y presión, a 85 psi y 121° C por 10 minutos. Presentaba una estética aceptable y una excelente resistencia al desgaste.²

2.2 SEGUNDA GENERACIÓN

No fue sino hasta mediados de los noventa que la segunda generación de los sistemas de resinas compuestas indirectas fue introducida al mercado. A diferencia de sus antecesores, estas presentaron un volumen de relleno inorgánico del 60 y el 70% y resistencia a la fractura entre 120 y 160 MPa, con módulos de elasticidad entre 8.5 y 12 GPa. El efecto del grado de conversión logrado por el curado por calor de estos nuevos materiales fue demostrado por Ferracane y Condon en 1992. Ellos mostraron que el tratamiento por calor, sumado con el fotocurado por 60 segundos, podría incrementar el grado de conversión, y esto podría mejorar la resistencia de estos materiales a la fractura. En esta segunda generación de materiales se incorporaron rellenos cerámicos, por lo que algunos los llaman Cerómeros, lo que significa cerámica optimizada por polímeros, con partículas de 1 μm de diámetro en promedio, silanizadas y con una distribución estrecha. El relleno es comúnmente vidrio de sílice. Este material tiene una alta carga de relleno (70-80% en peso y 50-60% en volumen) y un bajo contenido de resina (aproximadamente 33% en volumen de matriz de resina). El volumen y la carga de relleno se correlacionan con la resistencia de una resina compuesta. La alta carga de relleno contribuye a reducir la contracción de polimerización, como también a incrementar el módulo de elasticidad.³ Estos nuevos materiales como Artglass (Heraeus-Kulzer), BelleGlass NG(Kerr), SR Adoro (Ivoclar), Targis Vectris (Ivoclar), este último se caracterizaba por sus dos principales características: el armazón, que es el sustituto y el material de recubrimiento el cual reemplaza la porcelana tradicional. El armazón de trabajo utiliza una matriz de fibra de vidrio reforzada la cual contiene partículas del tamaño menor al de un micrón encerradas en la matriz orgánica. El componente de la resina de recubrimiento es resina reforzada que se procesa con luz y con calor, conteniendo una gran porción de sílice como relleno. El uso de un esqueleto de fibra de vidrio optimizó las

propiedades del composite para el uso de restauraciones con un pontico en zonas posteriores, teniendo éxito a largo plazo por su resistencia a la flexión, aun mayor que el de la porcelana feldespática.

Los primeros intentos por conseguir materiales de relleno estéticos anteriores a las resinas y los composites se basaron en cementos de silicato. Estos cementos derivaban de reacciones de ácido fosfórico con partículas de cristal solubles en ácido para formar una matriz de gel de sílice que contenía partículas de cristal residual. Los problemas de solubilidad de estos materiales dieron lugar a la introducción de sistemas de acrílicos sin relleno. El monómero de metacrilato se contraía excesivamente durante la polimerización, permitiendo la pérdida marginal posterior. Se añadieron a la composición rellenos de cerámicas como refuerzos, que principalmente contenían sílice.

Durante los años 50s la característica que domino el diseño del composite fue la reducción del tamaño promedio de las partículas y el incremento de los rellenos.

Las matrices basadas en metilmetacrilato fueron sustituidas por BIS-GMA. El BIS-GMA es un monómero disfuncional producido originalmente como el producto de reacción de Bisfenol-A y glicidilmetacrilato.

Otra molécula disfuncional similar empleada en los composites es el dimetacrilato de uretano (UDMA), que sustituye al esqueleto de Bisfenol-A por uno de lineal de isocianato.

El BIS-GMA y el UDMA son extremadamente viscosos. Por motivos prácticos se diluyen con otro monómero disfuncional, con un esqueleto alifático, es el Trietilen-glicol-dimetacrilato (TEGDMA) de una viscosidad mucho menor.

Estas moléculas son disfuncionales. Un extremo es capaz de unirse a grupos hidroxilo, que existen a lo largo de la superficie de las partículas de sílice, y el

otro extremo es capaz de copolimerizarse en dobles puentes de monómeros en la fase matriz. Los agentes de acoplamiento funcionan mejor con partículas de sílice. Todos los composites se han basado en rellenos que contienen sílice.

Las composiciones de los rellenos se modifican a menudo con otros iones para producir cambios deseables con sus propiedades. Los iones de litio y de aluminio hacen que el cristal sea más fácil de triturar, para generar partículas pequeñas. Los iones de bario, zinc, boro, zirconio e itrio se han empleado para producir radiopacidad de las partículas de relleno. La modificación excesiva puede reducir la eficacia de los agentes de acoplamiento de silano.

2.3 COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Los componentes básicos estructurales:

1. Matriz orgánica: Material de resina plástica que forma una fase continua.
2. Matriz inorgánica (Relleno): Partículas / fibras de refuerzo que forman una fase dispersa.
3. Agente de conexión o acoplamiento, que favorece la unión del relleno con la matriz (conocido como Silano).
4. Sistema activador - iniciador de la polimerización.
5. Pigmentos que permiten obtener el color semejante de los dientes.⁴
6. Inhibidores de la polimerización, los cuales alargan la vida de almacenamiento y aumentan el tiempo de trabajo.

MATRIZ ORGÁNICA:

Esta constituida por monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos. El monómero base más utilizado durante los últimos 30 años ha sido el Bis-GMA (Bisfenol-A- Glicidil Metacrilato). Comparado con el metilmetacrilato, el Bis-GMA tiene mayor peso molecular lo que implica que; su contracción durante la polimerización es mucho menor, además presenta menor evaporación y menor difusividad en los tejidos. Sin embargo, su alto peso molecular es una característica limitante, ya que aumenta su viscosidad, pegajosidad y conlleva a un comportamiento reológico indeseable que comprometen las características de manipulación. Además, en condiciones comunes de polimerización, el grado de conversión del Bis-GMA es bajo. Para superar estas deficiencias, se añaden monómeros de baja viscosidad tales como el TEGDMA (trietilenglicoldimetacrilato). Actualmente el sistema Bis-GMA/TEGDMA es uno de los más usados en las resinas compuestas. En general este sistema muestra resultados clínicos relativamente satisfactorios, pero aún hay propiedades que necesitan mejorarse, como la resistencia a la abrasión.⁵

Por otro lado, la molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción de agua. Un exceso de sorción acuosa en la resina tiene efectos negativos en sus propiedades y promueve una posible degradación hidrolítica. Actualmente, monómeros menos viscosos como el Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato), han sido incorporados en algunas resinas, lo que causa una reducción de contenido de TEGDMA. El Bis-EMA6 posee mayor peso molecular y tiene menos uniones dobles por unidades de peso, en consecuencia produce una reducción de la contracción de polimerización, confiere una matriz más estable y también mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la humedad. Otro monómero ampliamente utilizado, acompañado o no de Bis-GMA, es el UDMA (dimetacrilato deuretano), su ventaja es que posee menos

viscosidad y mayor flexibilidad, lo que mejora la resistencia de la resina. Las resinas compuestas basadas en UDMA pueden polimerizar más que las basadas en Bis-GMA, sin embargo, Soderholm y col., indicaron que la profundidad de curado era menor en ciertas resinas compuestas basadas en UDMA debido a una diferencia entre el índice de refracción de luz entre el monómero y el relleno.

MATRIZ INORGÁNICA (RELLENO)

Son las que proporcionan estabilidad dimensional a la matriz resinosa y mejoran sus propiedades. La adición de estas partículas a la matriz reduce la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión lineal térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, compresión y a la abrasión, aumentando el módulo de elasticidad (Rigidez). Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas micropartículas de sílice de un tamaño aproximado de 0.4 μm , las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílice coloidal).

La tendencia actual es la disminución del tamaño de las partículas, haciendo que la distribución sea lo más cercana posible, en torno a 0.05 nm. Es importante resaltar que cuanto mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serían las propiedades de la resina, ya que produce menor contracción de polimerización y en consecuencia menor filtración marginal, argumento en el cual se basa el surgimiento de las resinas condensables. Sin embargo, tan importante como la contracción de polimerización, es la tensión o el estrés de contracción de polimerización, o sea, la relación entre la

contracción de la resina, su módulo de elasticidad (rigidez) y la cantidad de paredes o superficies dentarias a unir (Factor C). Con esto, las resinas con altísima incorporación de relleno acaban contrayendo menos, pero causando mayor estrés de contracción lo que conlleva a mayor filtración, por ser demasiado rígidas.⁶

AGENTE DE CONEXIÓN O DE ACOPLAMIENTO

Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen demostró que las propiedades óptimas del material, dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. La unión de estas dos fases se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento que tiene características tanto de relleno como de matriz. El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano. El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), ésta es una molécula bipolar que se une a las partículas de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez, posee grupos metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interfase resina - partícula de relleno.

Asimismo, el silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, pues establece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz resinosa), para la fase más rígida (partículas de relleno). Además, estos agentes de acoplamiento previenen la penetración de agua en la interfase BisGMA / Partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina. Se han experimentado otros agentes tales como el 4-META, varios titanatos y zirconatos, sin embargo

ninguno de estos agentes demostró ser superior al MPS. Los avances en la tecnología de silanización se preocupan más que nada en obtener un recubrimiento uniforme de la partícula de relleno lo cual provee mejores propiedades a la resina compuesta. Para lograr este recubrimiento uniforme, los fabricantes utilizan diferentes formas de cubrimiento y recubren hasta tres veces la partícula de relleno.⁷

SISTEMA INICIADOR-ACTIVADOR DE POLIMERIZACIÓN

El proceso de polimerización de los monómeros en las resinas compuestas se puede lograr de varias formas. En cualquiera de sus formas es necesaria la acción de los radicales libres para iniciar la reacción. Para que estos radicales libres se activen es necesario un estímulo externo. Según Yearn, en las resinas auto-curadas el estímulo proviene de la mezcla de dos pastas, una de las cuales tiene un activador químico (amina terciaria aromática como el dihidroxietil-p-toluidina) y la otra un iniciador (peróxido de benzoílo). En el caso de los sistemas foto-curados, la energía de la luz visible provee el estímulo que activa un iniciador en la resina (canforoquinonas, lucerinas, diquetonas y Phenyl propaneidione). Es necesario que la resina sea expuesta a una fuente de luz con la adecuada longitud de onda entre 420 y 500 nanómetros en el espectro de luz visible. Sin embargo, el clínico debe ser cuidadoso en minimizar la exposición de luz, hasta que el material este listo para curar, de otra forma puede comenzar una polimerización prematura y el tiempo de trabajo se puede reducir considerablemente. Otra forma común de polimerizar las resinas es a través de la aplicación de calor solo o en conjunto con fotocurado. Este procedimiento es bastante común en las resinas usadas en laboratorio para la fabricación de inlays y onlays. Para los materiales termo-curados, temperaturas de 100° C o más, proveen la temperatura la cual sirve de estímulo para activar el iniciador. El termo curado luego del fotocurado mejora las propiedades de la resina sobre todo la resistencia al desgaste y la resistencia a la degradación marginal.

2.5 CLASIFICACIÓN

Las resinas compuestas son clasificadas por estándares internacionales a través de asociaciones como la ADA (Asociación Dental Americana) e ISO (Organización de Estándares Internacionales).

Clasificación norma No 27 ADA y norma 4049 de ISO

Se clasifican en:

Tipo I: Resinas para obturación de caras oclusales.

Tipo II: Resina para otros usos

Clase I: Resinas Auto Curables.

Clase II: Resinas Fotocurables

Otros autores han clasificado a las resinas de diferentes formas con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico.

Una clasificación aún válida es la propuesta por Lutz y Phillips. Esta clasificación divide las resinas basado en el tamaño y distribución de las partículas de relleno en: convencionales o macrorelleno (partículas de 1 a 100 μ m), microrelleno (partículas de 0.04 μ m y resinas híbridas (con rellenos de diferentes tamaños).

Otro sistema de clasificación fue el ideado por Willems y col., el cual a pesar de ser más complejo, aporta más información sobre diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje del relleno inorgánico (en volumen), el tamaño de las partículas, la rugosidad superficial y la resistencia compresiva.

Actualmente se pueden encontrar cinco categorías principales de resinas:

Resinas de macrorelleno o convencionales:

Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 μm . Este tipo de resinas fue muy utilizada, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso. Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre, visto que hay un desgaste preferencial de matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de relleno las cuales son más resistentes. Además, la rugosidad influencia el poco brillo superficial y produce una mayor susceptibilidad a la pigmentación.⁸ Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario. El relleno de cuarzo tiene buena estética y durabilidad pero carece de radiopacidad y produce un alto desgaste al diente antagonista. El vidrio de estroncio o bario son radiopacos pero desafortunadamente son menos estables que el cuarzo.

RESINAS COMPUESTAS DE BAJA VISCOSIDAD O FLUIDAS

Son resinas a las cuales se les ha disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y se han agregado a la matriz de resina algunas sustancias o modificadores reológicos (diluyentes) para de esta forma tornarla menos viscosa o fluida. Entre sus ventajas destacan: Alta capacidad de humectación de la superficie dental (asegura la penetración en todas las irregularidades) tienen el potencial de fluir en pequeños socavados, puede formar espesores de capa mínimos, lo que previene el atrapamiento de burbujas de aire, tiene una alta elasticidad o bajo módulo elástico (3.6 – 7.6 GPa), lo cual se ha demostrado que provee una capa elástica entre la dentina y el material restaurador que puede absorber la contracción de polimerización asegurando la continuidad en la superficie adhesiva y reduce la posibilidad de desalojo en áreas de concentración de estrés. Aunque este tipo de resinas posee una alta contracción de polimerización (4 a 7%), su gran elasticidad es un factor que contrarresta el esfuerzo interfacial. Sin embargo, la radiopacidad de la

mayoría de estos materiales es insuficiente, por lo que puede producir confusión a la hora de determinar caries recurrente. Algunas de las indicaciones para estos materiales son: restauraciones de clase V, afracciones, restauraciones oclusales mínimas o bien como materiales de forro cavitario, un aspecto controvertido, ya que las resinas fluidas no satisfacen el principal propósito de los forros cavitarios como es la protección del complejo dentino-pulpar.

RESINAS COMPUESTAS DE ALTA VISCOSIDAD, CONDENSABLES, DE CUERPO PESADO, COMPACTABLES O EMPACABLES.

Las resinas compuestas de alta densidad son resinas con un alto porcentaje de relleno. Este tipo de resinas han sido llamadas erróneamente "condensables". Sin embargo, ellas no se condensan ya que no disminuyen su volumen al compactarlas, sencillamente ofrecen una alta viscosidad que trata de imitar la técnica de colocación de las amalgamas. La consistencia de este tipo de materiales permite producir áreas de contacto más justos con la banda matriz que los logrados con los materiales de viscosidad estándar en restauraciones clase II. Para obtener esta característica, se desarrolló un compuesto denominado PRIMM (Polimeric Rigid Inorganic Matrix Material), formado por una resina Bis-GMA ó UDMA y un alto porcentaje de relleno de partículas irregulares (superior a un 80% en peso) de cerámica (Alúmina y Bióxido de Silicio). De esta forma se reduce la cantidad de matriz de resina aumentando su viscosidad y creando esta particular propiedad en su manejo, diferente a las resinas híbridas convencionales, ya que estas resinas son relativamente resistentes al desplazamiento durante la inserción. Su comportamiento físico-mecánico supera a las resinas híbridas, sin embargo, su comportamiento clínico es similar al de las resinas híbridas. Como principales inconvenientes destacan la difícil adaptación entre una capa de resina y otra, la dificultad de manipulación y la poca estética en los dientes anteriores. Un aspecto que se debe tomar en cuenta es la forma de

polimerización, ya que se han obtenido mejores resultados con la técnica de polimerización retardada. Otro aspecto esencial para obtener mejores resultados es la utilización de una resina fluida como liner. La resina fluida al poseer un bajo módulo de elasticidad, escurre mejor y por eso posibilita una mayor humectación, adaptación y funciona como un aliviador de tensión, compensando el estrés de contracción de polimerización de la resina "empacable" al ser colocadas sobre la resina fluida. Su principal indicación es la restauración de cavidades de clase I, II y VI.⁹

2.6 PROPIEDADES DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Resistencia al Desgaste

Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como consecuencia del roce con la estructura dental, el bolo alimenticio o elementos tales como cerdas de cepillos y palillos de dientes. Esta deficiencia no tiene efecto perjudicial inmediato pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones disminuyendo la longevidad de las mismas. Esta propiedad depende del tamaño, la forma y el contenido de las partículas de relleno así como de la localización de la restauración en la arcada dental y las relaciones de contacto oclusal. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina tendrá menor susceptibilidad a la abrasión. Leinfelder y col. explican el fenómeno de la siguiente manera: Dado que el módulo elástico de la resina es menor que el de las partículas de relleno, las partículas que conforman el relleno son más resistentes al desgaste, comprimen la matriz en los momentos de presión (como las cargas cíclicas) y esto causa el desprendimiento de partículas de relleno y del agente de conexión silano, exponiéndose la matriz, la cual es más susceptible al desgaste. Este fenómeno causado por la pérdida de partículas de la superficie es conocido como "plucking out".

Textura Superficial

Se define la textura superficial como la uniformidad de la superficie del material de restauración, es decir, en las resinas compuestas la lisura superficial esta relacionada en primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con una técnica correcta de acabado y pulido. Una resina rugosa favorece la acumulación de placa bacteriana y puede ser un irritante mecánico especialmente en zonas próximas a los tejidos gingivales. En la fase de pulido de las restauraciones se logra una menor energía superficial, evitando la adhesión de placa bacteriana, se elimina la capa inhibida y de esta forma se prolonga en el tiempo la restauración de resina compuesta. Las resinas compuestas de nanorrelleno proporcionan un alto brillo superficial.

Coefficiente de Expansión Térmica

Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura. Cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión lineal térmica de la resina al coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios, habrá menos probabilidades de formación de brechas marginales entre el diente y la restauración, al cambiar la temperatura. Un bajo coeficiente de expansión térmica esta asociado a una mejor adaptación marginal. Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, lo cual es significativo, ya que, las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que van desde los 5°C hasta los 60° C.

Sorción Acuosa y Expansión Higroscópica.

Esta propiedad esta relacionada con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo y la expansión relacionada a esa sorción. La incorporación de agua en la resina, puede causar solubilidad de la matriz afectando negativamente las propiedades de la resina fenómeno conocido como degradación hidrolítica. Dado que la sorción es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua. Baratieri y Anusavice refieren que la expansión relacionada a la sorción acuosa es capaz de compensar la contracción de polimerización. Las resinas Híbridas proporcionan baja sorción acuosa.

Resistencia a la Fractura

Es la tensión necesaria para provocar una fractura (resistencia máxima). Las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura y va a depender de la cantidad de relleno, las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.

Resistencia a la Compresión y a la Tracción

Las resistencias a la compresión y a la tracción son muy similares a la dentina. Esta relacionada con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor resistencia a la compresión y a la tracción.

Módulo de elasticidad

El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material. Un material con un módulo de elasticidad elevado será más rígido; en cambio un material que tenga un módulo de elasticidad más bajo es más flexible. En las resinas compuestas esta propiedad igualmente se relaciona con el tamaño y

porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor módulo elástico.

Estabilidad del color

Las resinas compuestas sufren alteraciones de color debido a manchas superficiales y decoloración interna. Las manchas superficiales están relacionadas con la penetración de colorantes provenientes principalmente de alimentos y cigarrillo, que pigmentan la resina. La decoloración interna ocurre como resultado de un proceso de foto oxidación de algunos componentes de las resinas como las aminas terciarias. Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas.

Radiopacidad

Un requisito de los materiales de restauración de resina es la incorporación de elementos radio opacos, tales como, bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano, los cuales permiten interpretar con mayor facilidad a través de radiografías la presencia de caries alrededor o debajo de la restauración.

Contracción de Polimerización

La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración. Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4 nm. (Distancia de unión secundaria), al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1.5 nm (distancia de unión covalente). Ese acercamiento o reordenamiento espacial de los monómeros (polímeros) provoca la reducción volumétrica del material. La contracción de polimerización de las resinas es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las

superficies dentarias. Según Chen y col., las tensiones que se producen durante la etapa pregel, o la etapa de la polimerización donde el material puede aún fluir, pueden ser disipadas en gran medida con el flujo del material. Pero una vez alcanzado el punto de gelación, el material no fluye y las tensiones en su intento de disiparse pueden generar:

1. Deformación externa del material sin afectar la interfase adhesiva (si existen superficies libres suficientes o superficies donde el material no está adherido).
2. Brechas en la interfase diente-restauración (si no existen superficies libres suficientes y si la adhesión no es adecuada)
3. Fractura cohesiva del material restaurador (si la adhesión diente-restauración es buena y no existen superficies libres). En el mismo orden de ideas, gran variedad de monómeros han sido propuestos con la finalidad de reducir la contracción de polimerización, entre ellos, los llamados monómeros con capacidad de expansión, como los espiro ortocarbonatos (SOC) que se introdujeron en el mercado dental en la década de los 70, aunque no se popularizaron. Del mismo modo, Stansbury, desarrolló el SOC junto a un núcleo de dimetacrilato (SOCs), con la finalidad de reducir la contracción de polimerización y mejorar el grado de conversión de los composites, mediante el mecanismo de expansión polimérica y un sistema de polimerización paralelo de radicales libres. Simultáneamente Byerley y col., y Eick y col., sintetizaron SOC unido a un núcleo de oxirano capaz de producir polimerización catiónica que también ayudaba a compensar la contracción de polimerización y mejoraba considerablemente el grado de conversión de los composites. Asimismo, Krenkel y col., presentaron un sistema experimental de resinas compuestas, cuya matriz orgánica se basaba en monómeros SOC, diepoxi y un grupo polyol, capaz de reducir el stress de polimerización comparado con un sistema de resinas patentado. A pesar de que ambos

sistemas eran compatibles desde el punto de vista químico, no se comercializaron ya que el grado de conversión o índice de curado total del sistema SOC es menor que el sistema convencional de dimetacrilatos. No obstante, estos índices pueden mejorar modificando la fotoreactividad del sistema SOC y añadiendo promotores de la reacción. Por su parte, Condon y col. y Freilich y col., concluyeron que las combinaciones de sistemas Epóxicos-Polyoles, muestran:

in Vitro

Cambios volumétricos durante el proceso de polimerización entre un 40 y un 50% menores a los obtenidos con los sistemas tradicionales (Bis-GMA/TEDGMA); además, poseen propiedades mecánicas similares y menor capacidad de sorción acuosa.

Otra alternativa es el:

2.7 SILORANO

El cual es una resina experimental de naturaleza hidrofóbica de 3M ESPE, la cual deriva de la combinación de los componentes químicos básicos de los siloxanos y oxiranos (grupos epóxicos). La estructura del siloxano se introdujo para proveerle una naturaleza más hidrofóbica al silorano, lo cual reduce considerablemente la sorción acuosa del medio bucal, mejorando sus propiedades físicas y, a su vez, tienden a absorber menos los colorantes de la dieta, por lo tanto son mucho menos sensibles a la pigmentación exógena. (92) Hay que destacar que la red de los siloranos se crea debido a la polimerización catiónica (o inducida por un catión), es decir, un proceso de polimerización por apertura de anillos de los oxiranos. Esta polimerización empieza cuando un catión ácido abre un anillo oxirano y genera un nuevo centro ácido (un carbocatión). El anillo de oxirano abierto forma entonces una cadena de dos monómeros multifuncionales.¹⁰ En la polimerización por

apertura de anillo ocurre con una contracción muy baja, mostrando valores de contracción menores al 1%. Esta baja contracción representa una ventaja clínica en relación a la formación de brechas marginales que conllevarían a la microfiltración. Aunque este material aún está en fase experimental, los resultados son muy alentadores, exhibiendo valores de contracción y estrés de polimerización más bajos y mayor estabilidad en luz ambiental cuando es comparado con los metacrilatos. Igualmente, los siloranos revelan propiedades físicas comparables a las resinas compuestas basadas en metacrilato y los resultados toxicológicos en general sugieren que los siloranos son biocompatibles. Esta tecnología representa un gran paso al futuro en la ciencia de los materiales y una mejora significativa para la odontología restauradora. Otra línea de investigación paralela en el campo de los polímeros de uso odontológico, son los sistemas basados en vinilciclopropanos, oligómeros di y multifuncionales ciclopimerizables, que similar a los sistemas anteriores, mejoran el grado de conversión de las resinas compuestas y reducen su contracción de polimerización, aunque al respecto existe escasa información publicada.

Modificación del Grado de Conversión

El uso de moléculas de alto peso molecular, como el multi-etil-glicol-dimetacrilato y copolímeros, son capaces de lograr una conversión entre el 90-100%. Este fenómeno parece ser el resultado de la reducción considerable de uniones de doble enlace de carbonos (C=C). Otro adelanto notable a destacar, es el desarrollo de los

2.8 ORMÓCERAS

Basados en un sistema de moléculas híbridas (orgánica-inorgánica), uretanos multifuncionales y thio-eter-metacrilato y alkosiloxanos. El término Ormocer deriva de la abreviación de las siglas en ingles "Organically Modified Ceramic". En estos materiales se reemplaza la matriz de Bis-GMA/TEGDMA por otra donde copolimerizan monómeros inorgánicos (material vidrio-cerámico con matriz vítrea) con orgánicos. En la síntesis del monómero, se obtiene primero una columna, sintetizando un polímero inorgánico (polisiloxano, alkoxisilano) mediante un proceso sol-gel que polimeriza moléculas o monómeros de tetraóxido de silicio (monómeros inorgánicos cerámicos). A esta columna se le agregan grupos orgánicos (dimetacrilatos, con capacidad de polimerizar por adición de radicales libres), obteniendo así la molécula de Ormocera, cuya matriz resulta ser cerámica y orgánica y con moléculas de mayor peso molecular, disminuyendo en gran medida la contracción de polimerización.

De igual forma, las moléculas de Ormocera son de 1000 a 2000 veces más grandes que las moléculas de Bis-GMA, lo que disminuye el porcentaje de contracción final de la matriz. Otra ventaja de este sistema es la formación de 100% de doble enlaces, ya que, son moléculas con más sitios activos, capaces de generar uniones covalentes. Esto se traduce en mejoras en las propiedades mecánicas y biológicas al no quedar monómeros libres. Se reportó que debido a este tipo de formulación se debe el fenómeno de la reducción de la contracción de polimerización (0.90 al 2%), el aumento del grado de conversión y las adecuadas propiedades físico-mecánicas de éstos sistemas, en comparación con los sistemas convencionales. Este tipo de material es fabricado y distribuido comercialmente por VOCO GmbH de Alemania y es conocido con el nombre de ADMIRA.¹¹

2.9 MONÓMEROS HIDROFÓBICOS

Sankarampandian y col., investigaron el proceso de sorción de agua, dureza y módulo de elasticidad de varios sistemas Bis-GMA y análogos, a los cuales se les sustituyó un grupo fenílico del carbón central de la cadena por fluorine, encontrándose que éste reducía la sorción de agua en un 10%; además, se reportó que los polímeros fluorinados eran más estables en contacto con el agua, aunque disminuía la dureza y modificaba el módulo de elasticidad de los composites considerablemente. Otros sistemas han sido propuestos con la finalidad de disminuir la sorción de agua, entre estos se incluyen análogos químicos del uretano dimetacrilato (UDMA), que poseen un grupo fenoximetil en la porción periférica o central como grupo alifático que al ser comparado con los sistemas habituales UDMA, reducen entre un 10-30% la sorción de agua, sin embargo, se ha reportado como efecto secundario, la disminución de la resistencia comprensiva.

2.10 MATERIALES ANTICARIOGÉNICOS

En este campo de investigación, Imazato y col., son los pioneros, ya que han logrado desarrollar un monómero antibacteriano, el metacriloydodecypiridium bromide (MDPB), capaz de inhibir el crecimiento de streptococos mutans sobre el material restaurador y en los márgenes cavo superficiales, compatible con los sistemas de resinas compuestas. Es decir, la adición de este monómero a las fórmulas de los composites convencionales no modifica el grado de conversión, el stress de polimerización, la sorción de agua ni alguna otra de sus propiedades físico- mecánicas.¹²

2.11 POLÍMEROS REMINERALIZANTES

Existe gran interés en el desarrollo de biomateriales dentales que sean capaces de restablecer la matriz inorgánica que se ha perdido por un proceso de desmineralización activo o pasivo. Skrtic y col., desarrollaron un prototipo polimérico de restauración directa basado en fosfato de calcio, con la finalidad de que una vez en contacto el material con el substrato dentario, éste tuviese la capacidad de liberar iones de fosfato y calcio; aunque estos compuestos son inestables y con propiedades mecánicas insuficientes. Por otro lado, se estudió in vitro un composite bioactivo con fosfato de calcio amorfo (ACP), el cual mediante técnicas de hibridación de las matrices de la resina compuesta, puede formar elementos vítreos al unirse con los complejos de Bis-GMA, TEDGMA e hidroxietilmetacrilato (HEMA). Este material muestra una capacidad potencial de remineralización, aunque no posee las propiedades mecánicas suficientes para ser utilizado como material restaurador definitivo sin previas modificaciones en su constitución química. Otro aspecto importante en este campo, son los materiales sellantes de superficie, desarrollados por Bohlig y col., que actúan evitando la retención de placa dental sobre la restauración y la desmineralización de los márgenes cavo superficiales, además de ser resistentes a la abrasión producida por el cepillado dental. Los grupos químicos más utilizados son copolímeros del ácido acrílico, como el iso-butil-metacrilato y los polisiloxano, que a pesar de la existencia de múltiples formulaciones posibles, éstas parecen ser las más estables.

2.12 REDUCCIÓN DEL STRESS DE POLIMERIZACIÓN

La causa principal del fracaso de las restauraciones con resinas compuestas es la caries secundaria. Este fenómeno según Feilzer y col., guarda relación directa con la contracción que sufre el composite al 7% durante el proceso de fotopolimerización. La tensión generada durante el proceso de polimerización afecta la zona de interfase diente-material restaurador, siendo capaz de provocar micro fracturas o fallos de la unión (desadaptaciones microscópicas). La magnitud del stress de polimerización y la contracción total de la restauración, depende directamente del módulo de elasticidad, capacidad de fluir y deformación del composite, del uso de bases, del sistema de adhesión dental, método y sistema de fotocurado, entre otros. El desarrollo de los nuevos sistemas de adhesivos dentales, ha disminuido la aparición de la brecha o microfracturas en la zona de interfase.¹³ Sin embargo, a pesar de los adelantos antes descritos y a los elevados índices de éxito clínico reportado por varias investigaciones en el campo, es necesario modificar las fórmulas químicas de los sistemas de resinas compuestas convencionales, con el objetivo de reducir la sensibilidad de la técnica, mejorar la versatilidad del producto y las propiedades bio-físico-químicas.

Las resinas compuestas siguen siendo la opción restauradora más utilizada cuando la estética es prioritaria. A pesar de los avances aun existen, algunos inconvenientes, tales como la sensibilidad post-operatoria, desgaste, contracción de polimerización e infiltración marginal. Recientemente son conceptos relacionados a la polimerización gradual, mediante la reducción de la intensidad inicial de la luz, se ha demostrado buenos resultados en mejorar la adaptación marginal, manteniendo las propiedades mecánicas del material.

3.- PLATEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la práctica odontológica el Cirujano Dentista, al enviar trabajos al laboratorio dental a base de resinas compuestas para restauraciones indirectas, el técnico dental, en ocasiones, no utiliza el equipo recomendado por el fabricante de la resina compuesta a procesar... Por lo anterior nos formulamos la siguiente pregunta

¿Pueden modificarse las propiedades mecánicas de las resinas compuestas si se emplean equipos no recomendados por el fabricante?

4.- JUSTIFICACION

Mediante este estudio comparativo se pretende evaluar una propiedad mecánica, de tres diferentes tipos de ceromeros tipo composite para restauraciones de técnica indirecta, utilizando tres procesamientos diferentes

5.- HIPÓTESIS

Los ceromeros no sufren cambios mecánicos cuando se exponen a diferentes tipos de procesado.

6.- OBJETIVO GENERAL

- Determinar la resistencia a la flexión de tres composites expuestos a tres tipos de curado y procesado.

7.-OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar la resistencia a la flexión del ceromero tipo composite **Signum Ceramis Kulser** de la casa comercial **Heraeus**, con tres tipos de procesado.
- Determinar la resistencia a la flexión del ceromero tipo composite **In:Joy** de la casa comercial **Densply**, con tres tipos de procesado.
- Determinar la resistencia a la flexión del ceromero tipo composite **SR Adoro** de la casa comercial **Ivoclar Vivadent**, con tres tipos de procesado.
- Determinar que tipo de procesado es el adecuado para mejorar las propiedades mecánicas de los ceromeros.
- Identificar cuales son los ceromeros en el mercado que tienen mejores propiedades.

8.- METODOLOGIA

- Recursos físicos

Laboratorio de investigación de materiales dentales. De la DEPeI de la UNAM.

8.1 Criterios de Inclusión

Muestras de composite In:Joy de la casa comercial Densply procesado con Equipos olla de presión, Lumamat 100 y Heraflash

Muestras de composite Signum de la casa comercial Heraeus procesado con Equipos olla de presión, Lumamat 100 y Heraflash

Muestras de composite SR Adoro de la casa comercial Ivoclar procesado con Equipos; olla de presión, Lumamat 100 y Heraflash.

8.2 Criterios de Exclusión

Todos aquellos que no cumplen con los criterios de inclusión.

9.- VARIABLES DEPENDIENTES

- Potencia de la luz
- Cantidad de materia orgánica
- Cantidad de relleno
- Composición del composite
- Resistencia a la Flexión

10.- VARIABLES INDEPENDIENTES

- Voltaje de la luz
- Tiempo y ciclo de curado
- Presión y calor
- Potencia de la lámpara
- Grosor del composite

11.- RECURSOS MATERIALES

- Molde de acero inoxidable de 2mmx2mmx15mm
- 2 Jeringas de 2 gramos Signum (Kulser)
- 2 Jeringas de 2 gramos In:Joy (Densply)
- 2 Jeringas de 2 gramos SR Adoro (Ivoclar Vivadent)
- Kit de Flexión
- Recipientes para muestras de vidrio
- Bolsas para esterilizar de 6x 10 cm

EQUIPO

- Olla de presión modificada (Ecko)
- Horno Lumamat 100 (Ivoclar Vivadent)
- Horno Heraflash (Heraeus)
- Lámpara de fotocurado Bluephase c8 (Ivoclar Vivadent)
- Máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON Modelo 5567
- Vernier digital (Mitutoyo)
- Compresora de aire (DynAir)
- Estufa ambientadora a 37° C (Felisa)

12.- MUESTREO

Se elaboraron 45 muestras divididos en 3 grupos

Grupo 1:

- 5 Muestras de composite In:Joy prepolimerizado con lámpara BluePhase c8 y curado en ciclo de horno Lumamat
- 5 Muestras de composite In:Joy prepolimerizado con lámpara BluePhase c8 y curado en ciclo de horno Heraflash
- 5 Muestras de composite In:Joy prepolimerizado con lámpara BluePhase c8 y curado en ciclo de Olla de presión.

Grupo 2:

- 5 Muestras de composite Signum Kulser prepolimerizado con lámpara BluePhase c8 y curado en ciclo de horno Lumamat
- 5 Muestras de composite Signum Kulser prepolimerizado con lámpara BluePhase c8 y curado en ciclo de horno Heraflash
- 5 Muestras de composite Signum Kulser prepolimerizado con lámpara BluePhase c8 y curado en ciclo de Olla de presión.

Grupo 3:

- 5 Muestras de composite SR Adoro prepolimerizado con lámpara BluePhase c8 y curado en ciclo de horno Lumamat
- 5 Muestras de composite SR Adoro prepolimerizado con lámpara BluePhase c8 y curado en ciclo de horno Heraflash
- 5 Muestras de composite SR Adoro prepolimerizado con lámpara BluePhase c8 y curado en ciclo de Olla de presión.

13.- UNIVERSO DE TRABAJO

MÉTODO

14.- PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

En la preparación de las muestras se emplearon las resinas de los sistemas In:Joy Densply, Signum Heraeus y SR Adoro Ivoclar Vivadent (Imagen 1). Se dividen los grupos de composite a procesar.



Imagen 1 . Presentación comercial de composite para restauraciones

Se colocó un molde de acero inoxidable sobre una loseta de vidrio asegurándola con sujetadores en forma de mariposa (Fig 2).



Figura 2. Plantilla de acero inoxidable, loseta de vidrio y sujetadores de mariposa

Una vez asegurado el molde se lubricó con aceite de silicón por la parte interna, concluido este procedimiento se llenó y empacó con compósito (In:Joy, Signum, SR Adoro) sin dejar espacios muertos, con la técnica de incrementos (Figura 3), que consiste colocarlo en capas delgadas y se fotopolimerizó con la lámpara BluePhase c8 en el programa Hi Power (potencia Alta) cubriendo la longitud del molde con la punta de la lámpara en tres porciones iguales por ambos lados del molde (Figura 4).

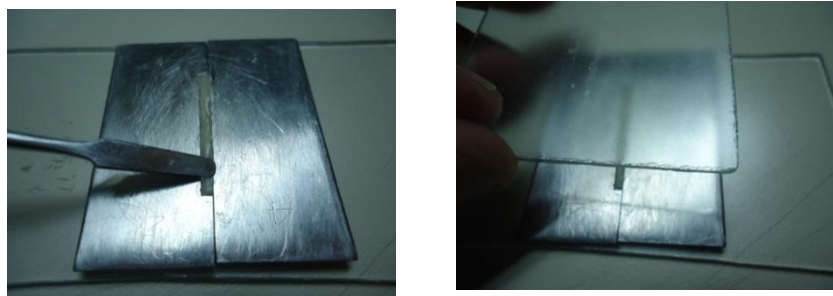


Imagen 3. Composite empacado y sujetado para prepolimerización.

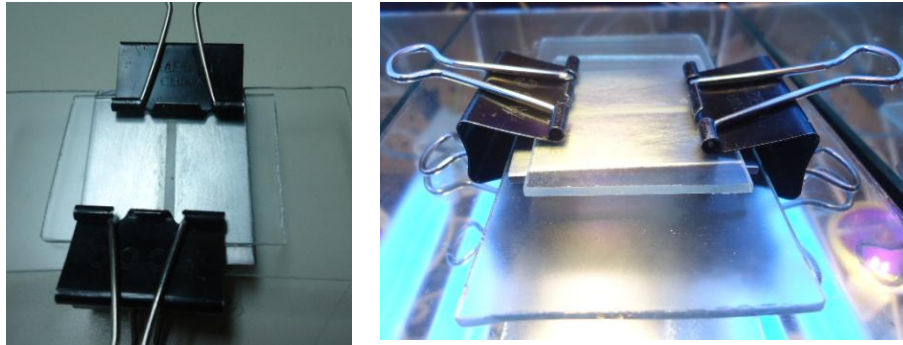
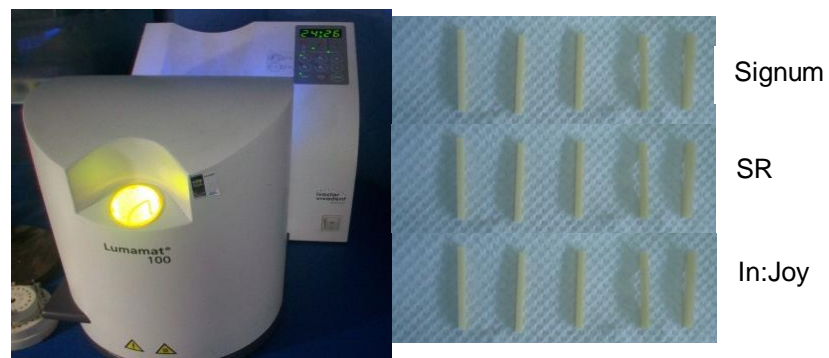


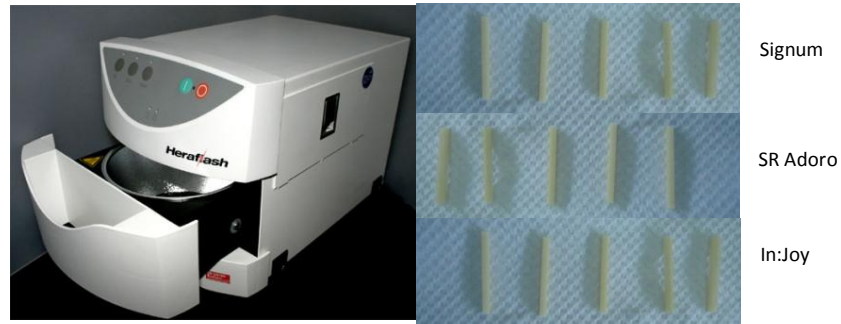
Figura 4. Se colocan sujetadores en ambas losetas para evitar el movimiento.

14.1.- Ciclo de curado con LUMAMAT



Las primeras 15 muestras se sometieron al ciclo de procesamiento de Lumamat 100 durante 1 ciclo de 25 minutos a 104°C. Posteriormente se retiraron.

14.2.- CICLO DE CURADO CON HERAFLASH



El siguiente grupo de 15 muestras se sometieron al ciclo de procesamiento de Heraflash durante 3 ciclos de 90 segundos c/u. Posteriormente se retiraron.

14.3.- CICLO DE CURADO CON OLLA DE PRESION ECKO



Se colocan las 15 muestras en bolsas para esterilizar y se clasificaron en orden de marca, posteriormente se preparo la olla de presión agregándole inicialmente agua fría hasta llegar a la base indicadora y así evitar que se mojen las muestras, se sometió a incremento de temperatura junto con 1.5 kg de presión durante 30 min. Posteriormente se retiraron y se dejaron enfriar.

Se obtienen 5 diferentes especímenes de cada uno de los composites (Figura 5), cada uno curado en los tres sistemas Lumamat 100, Heraflash y Olla de presión.



Figura 5 . Muestras con ciclo de curado

Se colocaron las muestras en recipientes de vidrio con agua y se marcan los frascos con su respectivo tipo y número, se almacenaron en una estufa a 37° C durante 24 horas. (Figuras 6 y 7)



Figura 6 . Muestras colocadas en agua y clasificadas.



Figura 7. Estufa ambientadora

Por medio de este proceso se pretendió simular el ambiente físico y químico que sufren los composites al ser colocados en boca, sugiriendo que el material estuviera mas cercano al resultado esperado.

Al retirar las muestras del agua, se procede a medir las utilizando un Vernier para el registro individual y posteriormente someterlos a la prueba de flexión.(Figura 8 y 9).



Figura 8 . Muestras colocadas en agua y clasificadas.



Figura 9 . Medidas de largo y ancho.

Una vez medidas se realiza la prueba de flexión en una maquina universal de pruebas mecánicas INSTRON Modelo 5567 a una velocidad de cruceta de 1mm por minuto hasta romper la muestra (Figura 10).

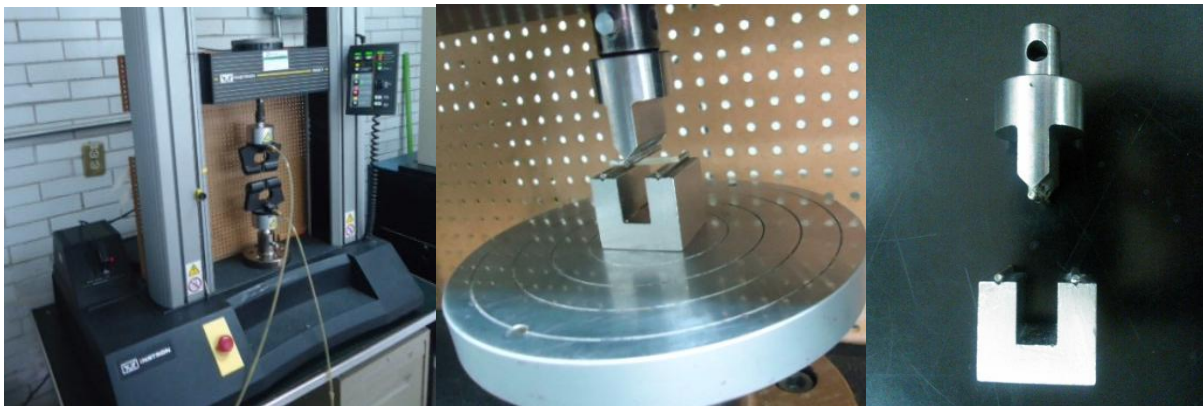


Figura 10 . Maquina universal de pruebas INSTRON Modelo 5567

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE TRES CEROMEROS EXPUESTOS
A TRES DIFERENTES TIPOS DE PROCESADO.

Mediante el uso de un software especializado se determinan los valores de resistencia a la flexión, hasta llegar al momento de la fractura.

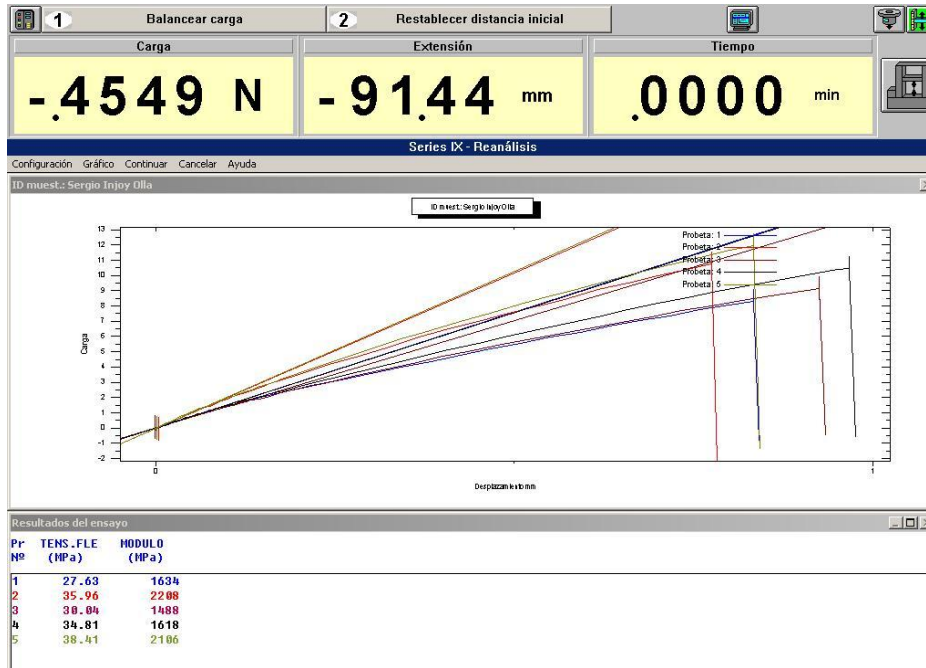
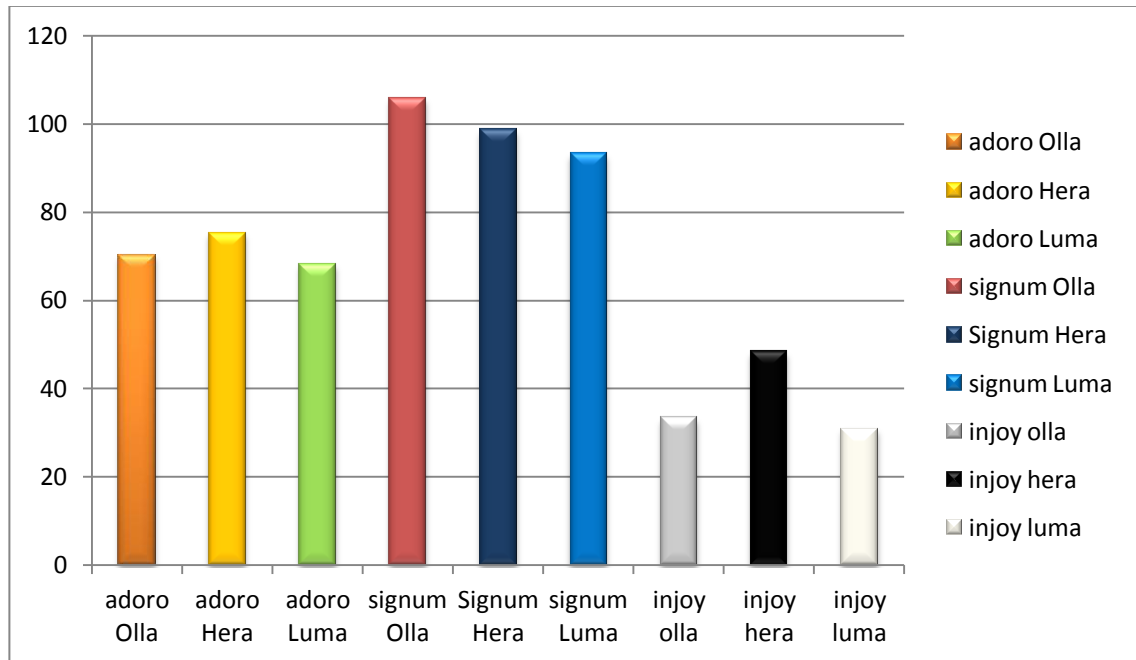


Figura 11 . Software de medición INSTRON modelo 5567

15.- RESULTADOS

Los resultados fueron analizados con un ANOVA de una vía a una $P = < 0.001$ y un POST HO de TUKEY a una $P < 0.05$.



Como se observa en la grafica, el grupo que mayor resistencia tubo fue: el Signum procesado con Olla de presión, el cual alcanzo un promedio de 105.7 MPa con una Desviación Estándar de 8.99 a una $P = < 0.001$, teniendo diferencias estadísticamente significativas en el Post Ho Tukey con In:Joy y SR Adoro, procesadas con todas las técnicas a una $P < 0.05$ seguido de Signum procesado con Heraflash con una media de 98.53 MPa, Desviación Estándar de 2.67.

El grupo que menos resistencia tubo fue el In:Joy procesado con Lumamat 100 con un promedio de 30.85 y una desviación enstandar de 5.43 teniendo también diferencias significativas con todos los grupos.

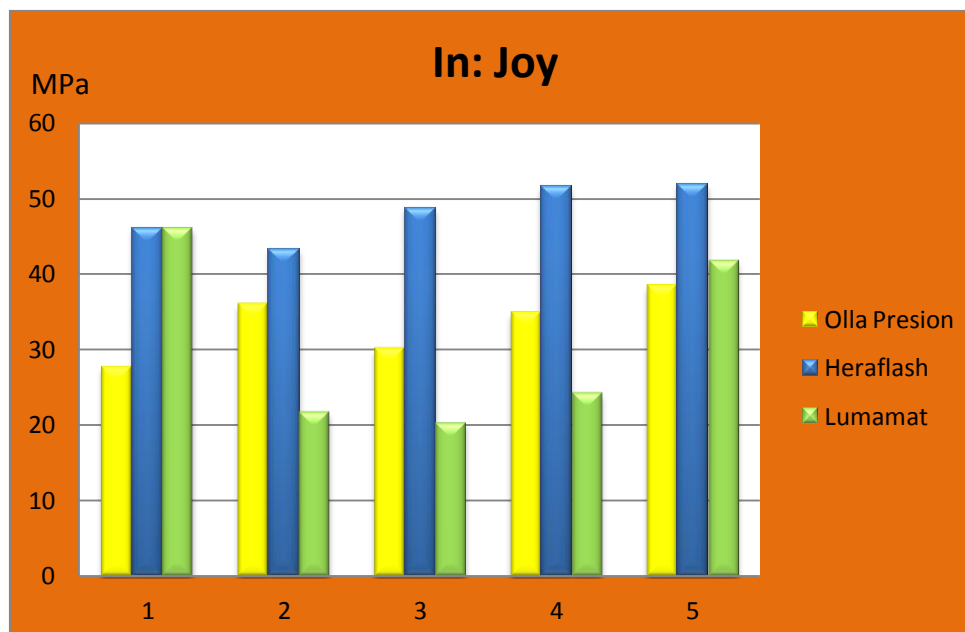
RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE TRES CEROMEROS EXPUESTOS
A TRES DIFERENTES TIPOS DE PROCESADO.



Muestra In:Joy	Olla Presión	Heraflash	Lumamat
1	27.629	46.135	46.142
2	35.953	43.303	21.766
3	30.037	48.8	20.282
4	34.812	51.64	24.259
5	38.407	51.93	41.799

*Unidades en Mega Pascales.

En el sistema de In:Joy la resistencia máxima fue de 51.93 MPa procesado con el equipo Kulser Heraflash y la resistencia mas baja fue de 27.629 MPa procesado con Olla de presión.



*Resultados obtenidos en la prueba de flexión de la marca In:Joy (Densply).

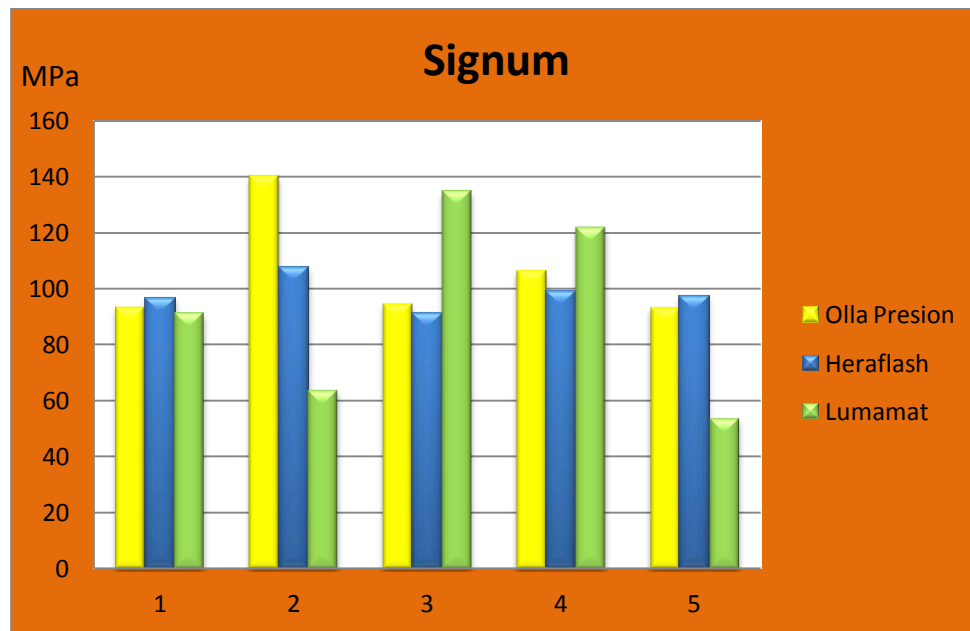
RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE TRES CEROMEROS EXPUESTOS
A TRES DIFERENTES TIPOS DE PROCESADO.



Muestra Signum	Olla Presión	Heraflash	Lumamat
1	93.566	96.827	91.403
2	140.294	107.851	63.818
3	94.683	91.339	134.823
4	106.596	99.191	121.927
5	93.36	97.476	53.693

*Unidades en Mega Pascales.

Para el sistema de Signum la resistencia máxima fue de 140.294 procesado con olla de Presión y la resistencia mas baja fue de 53.693 MPa procesado con el equipo Lumamat 100 Ivoclar.



*Resultados obtenidos en la prueba de flexión de la marca Signum (Hareaus).

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE TRES CEROMEROS EXPUESTOS
A TRES DIFERENTES TIPOS DE PROCESADO.



Muestra	SR Adoro	Olla Presión	Heraflash	Lumamat
1		65.99	73.014	65.3
2		72.873	66.872	70.505
3		82.16	70.003	66.973
4		52.699	83.174	72.128
5		77.407	82.972	66.191

*Unidades en Mega Pascales.

Para SR Adoro la máxima resistencia fue de 83.74MPa procesado con el equipo Heraflash Kulser y la mas baja fue de 65.3 MPa procesado con Lumamat 100 Ivoclar.



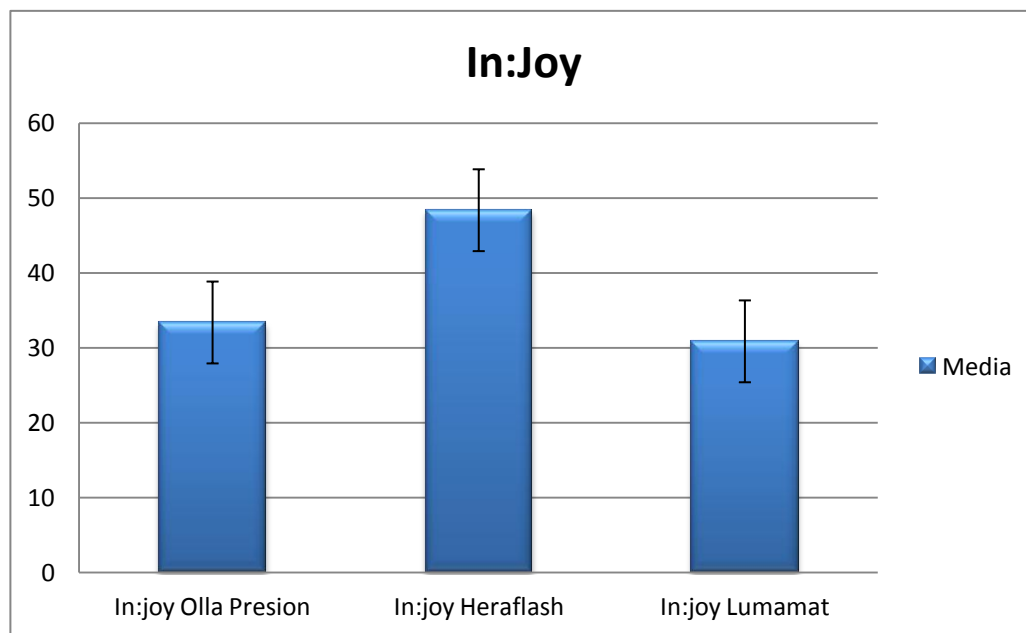
*Resultados obtenidos en la prueba de flexión de la marca SR Adoro (Ivoclar).

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE TRES CEROMEROS EXPUESTOS
A TRES DIFERENTES TIPOS DE PROCESADO.



Muestra Y procesado	Media	Desviación Estándar
In:joy Olla Presión	33.3676	1.97725268
In:joy Heraflash	48.3616	1.64652302
In:joy Lumamat	30.8496	5.43768712

Tabla señalando la media y desviación estándar de los resultados de In:Joy.



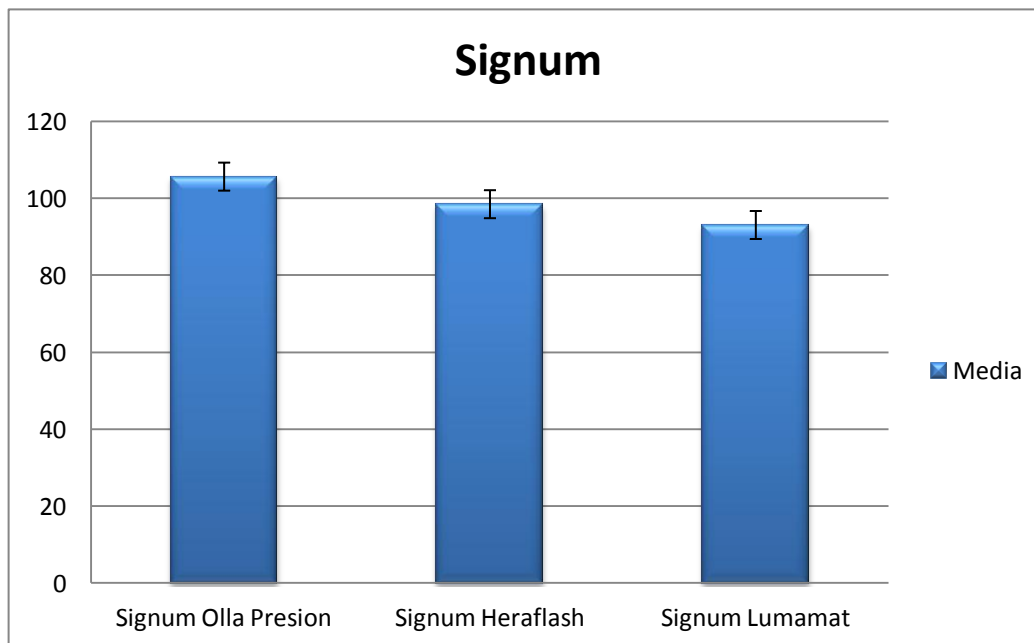
Grafica de la media y el error típico de In:Joy.

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE TRES CEROMEROS EXPUESTOS
A TRES DIFERENTES TIPOS DE PROCESADO.



Muestra Y procesado	Media	Desviación Estándar
Signum Olla Presión	105.6998	8.99564199
Signum Heraflash	98.5368	2.67431614
Signum Lumamat	93.1328	15.787695

Tabla señalando la media y desviación estándar de los resultados de Signum.



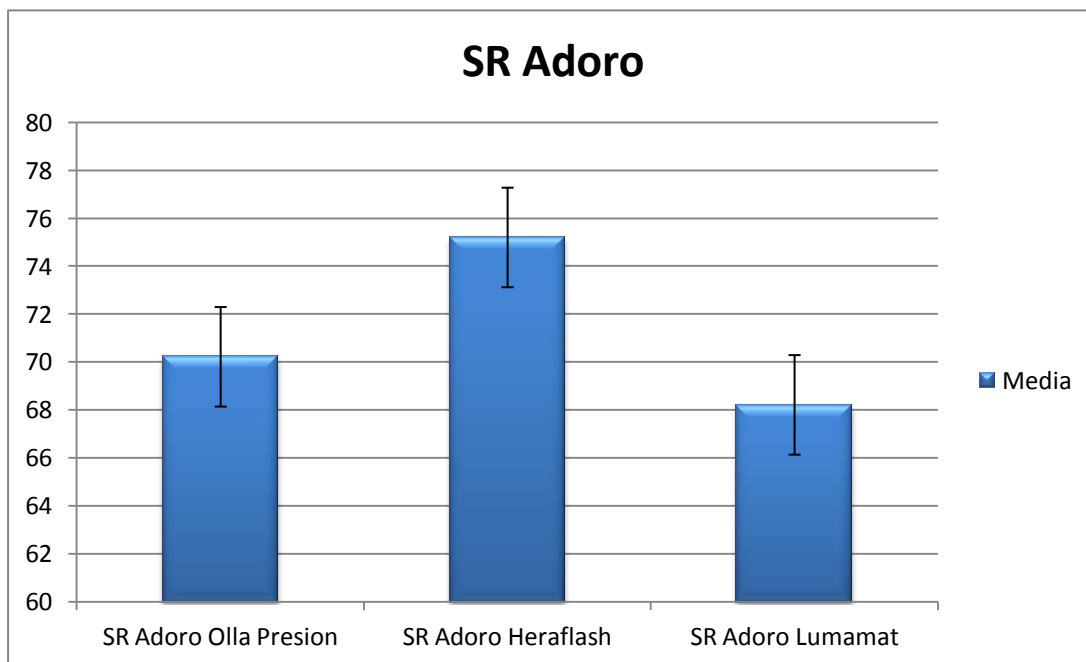
Grafica de la media y el error típico de Signum.

RESISTENCIA A LA FLEXIÓN DE TRES CEROMEROS EXPUESTOS
A TRES DIFERENTES TIPOS DE PROCESADO.



Muestra Y procesado	Media	Desviación Estándar
SR Adoro Olla Presión	70.2258	5.12900161
SR Adoro Heraflash	75.207	3.35508125
SR Adoro Lumamat	68.2194	1.31704095

Tabla señalando la media y desviación estándar de los resultados de SR Adoro.



Grafica de la media y el error típico de SR Adoro.

16.- CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados que se obtuvieron respecto a la prueba de flexión en composites para restauraciones indirectas se concluye:

El composite de la marca Kulser (Heraeus), presentó una resistencia óptima de 140 MPa para la elaboración de restauraciones indirectas, superando el rango de resistencia mínima de 50MPa que se establece en las normas ADA 27 e ISO 4049.

Este composite, sometido al proceso de curado con luz estroboscópica en horno Heraflash de Kulser (Heraeus), posee una mejor resistencia a la flexión en comparación a el horno de curado base luz y calor Lumamat 100 (Ivolcar).

El procesado en olla de presión, resultó satisfactorio en cuanto a estas propiedades, aunque no es indicado por el fabricante, se asemeja a un principio de curado utilizado en resinas compuestas.

Es importante respetar las indicaciones del fabricante en cuanto a las indicaciones en tiempo de prepolimerizado y curado final, llevándolo a cabo en su respectivo equipo y sistema.

Por lo tanto la hipótesis planteada fue rechazada por que se observo que los composites procesados con diferentes equipos si presentan cambios físicos.

17.- BIBLIOGRAFÍA

-
- ¹ Feilzer, A.J. et al. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci*, v.103, n.5, p.322-326, 1995.
- ² Jasjit Kaur et al. Nanotechnology-the Era of Molecular Dentistry. *Indian Journal of Dental Sciences*. December 2011. Issue:5. Vol.:3.
- ³ Bertoldi Hepburn, A. (2004): Incrustaciones de resina compuesta: consideraciones generales. *Rev. Asoc. Odont. Argentina*. Junio-Julio. 92)
- ⁴ Anusavice K. Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. Décima edición. Elsevier, Madrid, (2004).
- ⁵ Combe, E. Burke F. Contemporary Resin-based Composites Materials for Direct Placement Restorations: Packables, Flowables and Others. *Dent Update*. (2000); 27: 326-336.
- ⁶ Williams G. Celis J. Lambrechts P. Braem M. Vanherle G. Nano-indentation hardness and Young's modulus of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. *J. Biomed Mater Res*. (1992), 27:747-755.
- ⁷ Antonucci J. Dickens S. Fowler B. Xu H. McDonough W. Chemistry of Silanes: Interfaces in dental polymers and composites. *Trans Acad Dent Mater* (2003);17: 81-109.
- ⁸ Phillips, R. Avery, D. Mehra, R. Swatz, M. McCone, R. Observations on a composite resin for class II restorations: Three-years report. *J. Prost. Dent*. (1973); 30(6):891-897.
- ⁹ Loureiro C. Cardoso P. Eduardo C. Placido E. Santos J. . In vitro evaluation of wear of the packable resin composites. *Journal of Dental Research*, Alexandria - VA - Canada, v. 80, p. 68-68, (2001).
- ¹⁰ Ferracane J. New polymer resins for dental restoratives. *Operative Dentistry. Supplement* (2001); N° 6:199-209.
- ¹¹ Bertoldi, A. Ormoceros. Una nueva posibilidad en Odontología Restauradora. (2006). Disponible en: <http://www.red-dental.com/ot004401.htm>

¹² Bertoldi, A. Ormoceros. Una nueva posibilidad en Odontología

Restauradora. (2006). <http://www.red-dental.com/ot004401.htm>

¹³ Ferrari, R. Davidson, C. Sealing performance of scotchbond multipurpose Z100 in class II restorations. American Journal of Dentistry. (1996); 9(4):145 - 149.

- Theodore M. Robertson, “Arte y Ciencia de la Odontología Restauradora”. Quinta Edición. Elsevier 2007
- Jose Luis Cova N. “Biomateriales Dentales”. Amolca. Actividades Médico Odontológicas Latinoamérica. 2004
- Aschheim Dale, “Odontología Estética” Segunda Edición. Elsevier 2002
- Luis Narciso Baratieri. “Advanced Operative Dentistry” Quitassence. 1993.