



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**INFLUENCIA DEL TRATAMIENTO TÉRMICO BAJO
PRESIÓN, DE UNA RESINA POLIMERIZADA, EN LAS
MAGNITUDES DE LA INTERFASE.**

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:

JUAN CARLOS DÍAZ MIJANGOS

TUTOR: Mtro. JORGE MARIO PALMA CALERO

ASESOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

A Dios:

Por su infinito amor; por ser la razón de mi existencia, mi roca y mi fortaleza.

A mi madre:

MARÍA DE LA PAZ por todo el esfuerzo, sacrificio y apoyo brindado durante toda mi formación. Todos mis logros han sido y serán también tuyos; eres un ejemplo de vida, tienes todo mi amor y admiración, mamá.

A mi padre:

FERNANDO por todo el amor y apoyo brindado en la realización de todas mis metas. Este logro también es tuyo, papá.

A mi hermano:

ALEJANDRO por ser un hermano ejemplar. Gracias por cuidar siempre de mí; tu inteligencia y tesón para afrontar retos siempre han sido una guía en mi vida.

A mi tía y primo:

Estéfana y Carlos David por estar siempre a mi lado, apoyándome en los momentos más importantes de mi vida. Los quiero mucho.

Al Mtro. Jorge Mario Palma Calero:

Gracias por todo su tiempo, paciencia y apoyo, sin los cuales no se hubiera logrado la realización de este trabajo.

Al Mtro. Jorge Guerrero Ibarra:

Gracias por sus conocimientos aportados, los cuales fueron de valiosa ayuda para la elaboración de este trabajo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México:

A mi alma máter, por formarme no sólo como profesionista sino como persona; agradezco a ella todos los valores y principios de rectitud, honradez y respeto inculcados durante toda mi formación profesional. A todos los profesores de la Facultad de Odontología, mil gracias.

*De manera especial mi agradecimiento al C.D. Marco Vázquez por su contribución en parte del material utilizado en este estudio.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
ANTECEDENTES	
1. RESINAS	3
2.-COMPONENTES DE LAS RESINAS COMPUESTAS	5
2.1 Constitución de la Matriz Orgánica	5
2.2 Material de Relleno	6
2.3 Agente de conexión o de acoplamiento	8
3.-CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA	9
3.1 Primera generación	9
3.2 Segunda generación	9
3.3 Tercera generación	9
3.4 Cuarta generación	10
3.5 Quinta generación	10
3.6 Sexta generación	10
4.-ADHESIVOS	11
4.1 Mecanismo de acción	12
4.2 Factores que favorecen la adhesión	14
5.-CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN	15
5.1 Estrés de contracción	15
5.2 Factor C	17
5.3 Métodos para medir el estrés de contracción	18

6.-MICROFILTRACIÓN	20
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	22
JUSTIFICACIÓN	23
OBJETIVOS	24
General	24
Específicos	24
HIPÓTESIS	24
METODOLOGÍA	25
Tipo de Estudio	25
Población de Estudio	25
Variable Dependiente	25
MATERIAL Y EQUIPO	26
MÉTODO	28
RESULTADOS	42
DISCUSIÓN	48
CONCLUSIONES	51
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	52

INTRODUCCIÓN

Las resinas compuestas son materiales de restauración estéticos conformados por dos fases de naturaleza química distinta (matriz orgánica y fase inorgánica), además de un agente de acoplamiento que sirve de unión entre ambas (silano órgano-funcional). Estos materiales fueron desarrollados en gran parte gracias a los grandes avances en la industria de los polímeros suscitados durante los años sesenta.

A partir del desarrollo del llamado “monómero de Bowen” (BIS-GMA), se ha incrementado la gama de aplicaciones de las resinas compuestas. Entre algunas de las indicaciones y usos de estos materiales se pueden mencionar: Uso como material de restauración en dientes del sector anterior y posterior, como sellador de fosetas y fisuras, como agente de cementación y para la confección de muñones.

Desde su aparición en el mercado, las resinas compuestas han tenido diversas modificaciones tanto en su formulación y presentación como en los métodos relativos a su colocación y proceso de polimerizado, todas en función de mejorar sus propiedades y comportamiento clínico.

Sin embargo, a pesar de las mejoras a las que se han sometido estos materiales siguen existiendo inconvenientes, entre ellos: la contracción de polimerización, generación de estrés en el interior del material así como en las estructuras adyacentes y la presencia de microfiltración marginal.

A la fecha no se ha encontrado el método definitivo para anular estos fenómenos indeseables inherentes al proceso de polimerización de las resinas compuestas.

La contracción de polimerización puede traer como consecuencia común el fracaso clínico de las restauraciones confeccionadas con este tipo de material.¹ Una de las consecuencias más frecuentes de la contracción de polimerización es la formación de “gaps” o separaciones entre los tejidos dentarios y la misma

resina, dichas separaciones pueden permitir la entrada de fluidos orales acompañados de bacterias, lo que se conoce como microfiltración. Este fenómeno ocasiona aumento de la sensibilidad, pigmentación de la restauración y recurrencia de caries. Por este motivo es de suma importancia mantener, en medida de lo posible, la integridad de esta interfase.

El fenómeno de microfiltración es de naturaleza multifactorial, entre las diversas causas que lo detonan, son de relevancia: la contracción de polimerización, la absorción de agua y las tensiones generadas durante y después de la polimerización.

Se ha demostrado la importancia que tiene la generación de estrés en el proceso de polimerización en la formación de “gaps” y el aumento en las magnitudes de la interfase. Por este motivo, gran parte de los esfuerzos en la investigación de las resinas compuestas se han centrado en disminuir el estrés de contracción causante del despegamiento de los componentes de la interfase adhesiva.

Entre los métodos propuestos para reducir la estrés residual de contracción se encuentran las modificaciones en las técnicas de colocación del material y la fotopolimerización gradual. De igual manera, se ha descrito el sometimiento de las resinas compuestas a tratamientos térmicos de postpolimerizado con el fin de liberar tensiones en éstas.

Por lo tanto, el objetivo de este estudio es evaluar, dentro de sus limitaciones, la influencia que tiene el tratamiento térmico de postpolimerizado en las magnitudes de la interfase de restauraciones indirectas de resina compuesta.

ANTECEDENTES

1.-RESINAS

A partir de la aparición de los primeros materiales estéticos de restauración, gran parte de los esfuerzos en la investigación de los materiales dentales, se han centrado en la mejora de las propiedades físico-mecánicas de esos materiales, en particular las resinas compuestas.^{1,2} El uso de los materiales estéticos de restauración no es algo reciente ya desde el año de 1871 aparecen los primeros cementos de silicato.

El uso de estos se extendió hasta 1940, año en el cual fueron sustituidos por las resinas acrílicas. Estas resinas fueron consideradas buenos sustitutos de los cementos de silicato debido a su insolubilidad ante los fluidos orales, mayor resistencia al desgaste en comparación con sus predecesores, mayor facilidad en su manipulación y su relativa estética.

Sin embargo, como ya su comportamiento clínico lo comprobaría, el uso de estas resinas conllevaba varias e importantes desventajas como: la baja resistencia al desgaste, inestabilidad de sus componentes en presencia de aire y humedad, así como también una gran contracción de polimerización, la cual comprometía la integridad del sellado marginal y por consecuencia presencia de altos niveles de microfiltración.²

Los primeros intentos por mejorar las propiedades de las resinas acrílicas fueron centrados en el reforzamiento del material por medio de partículas de relleno entre ellas el vidrio, sílice, diamante, alúmina y en ocasiones aleaciones metálicas como la plata. El objetivo de añadir materiales insolubles de relleno fue el reducir la inestabilidad dimensional, mejorar la resistencia al desgaste y prevenir la microfiltración.

La incorporación del material de relleno disminuyó, en cierta forma, el problema de contracción de polimerización. Aunado a esto, los materiales de relleno empleados para reforzar a las resinas poseen un coeficiente de expansión térmica muy bajo, con valores muy similares a los de la estructura dentaria, por lo que la incorporación de estos materiales redujo de manera significativa el estrés generado durante la contracción de polimerización.³

En 1962 el Dr. Ray L. Bowen, desarrolló el monómero Bisfenol A Glicidil Metacrilato (Bis-GMA), además incorporó un agente de acoplamiento o silano lo que permitió la unión de los materiales de relleno a la matriz orgánica. Con la implementación de estos componentes, la contracción de polimerización se redujo significativamente en comparación con las resinas de metacrilato de metilo.^{4,5}

Las primeras resinas a base de Bis-GMA eran quimiopolimerizables, lo cual requería mezclar una pasta base con un catalizador. Estas resinas eran difíciles de manipular al tener un menor tiempo de trabajo; otro problema eran los cambios de coloración en el material debido a la presencia de una amina terciaria.²

A la aparición de las resinas compuestas, se sumó más tarde la odontología adhesiva de Hagger (1951) creando el primer sistema adhesivo a dentina, y las de Michael Buonocore, quien en 1955, introdujo la idea de tratar el esmalte con ataque ácido para lograr la retención de las resinas a los tejidos dentarios.⁴

2.-COMPONENTES DE LAS RESINAS COMPUESTAS

De manera básica las resinas compuestas están constituidas por tres componentes estructurales, una fase orgánica (matriz orgánica), una inorgánica (material de relleno o fase dispersa) y un agente de acoplamiento que funge como medio de unión entre ambas (silano órgano-funcional).^{2,5}

2.1 Constitución de la matriz orgánica.

La matriz orgánica está constituida principalmente por un sistema de monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos principalmente el bisfenol A glicidil metacrilato (Bis-GMA) trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) y algunas resinas contienen como matriz orgánica el dimetacrilato de uretano (UDMA). Al sistema de monómeros se le añade un sistema de polimerización mediante el cual los radicales libres provocan la formación de estructuras poliméricas entrecruzadas, en el caso de las resinas fotopolimerizables el iniciador es una alfa-dicetona foto sensible, la CQ (cánforoquinona) y en las resinas quimiopolimerizables es el peróxido de benzoilo en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxietil-p-toluidina).^{3,4}

Para regular el proceso de polimerización llevado a cabo por el agente iniciador, se agregan sistemas aceleradores (dimetilamino etilmetacrilato DMAEM, el etil-4-dimetilaminobenzoato EDMAB o el N,N-cianoetil-metil-anilina CEMA) y sistemas inhibidores o estabilizadores, más comúnmente el éter monometílico de hidroquinona.

Los agentes aceleradores permiten que el proceso de polimerización se lleve a cabo en un tiempo o intervalo clínicamente aceptable, a su vez la principal función de los agentes inhibidores es proveer a las resinas compuestas de estabilidad química durante su almacenamiento por medio de absorbentes de luz, otra función de estos agentes es la de mejorar por medio de modificadores ópticos la apariencia y color de las restauraciones.⁴

El monómero Bis-GMA posee un peso molecular y grado de viscosidad particularmente altos lo que genera un mayor porcentaje de contracción volumétrica y dificultad en su manipulación, para reducir estos efectos indeseables este monómero se diluye con otros de menor viscosidad (menor peso molecular) como los son el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-GMA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA), el metilmetacrilato (MMA) o el dimetacrilato de uretano (UDMA).^{3,4}

2.2 Material de relleno.

La fase inorgánica de las resinas compuestas está constituida principalmente de partículas inorgánicas de relleno, las cuales tienen como principal finalidad la de mejorar las propiedades físicas y mecánicas de estos materiales.

Entre los beneficios que provee el material de relleno podemos mencionar el reforzamiento de la matriz lo que se traduce en mayor dureza y resistencia, mayor estabilidad dimensional, menor absorción de agua, mejor manipulación del material y radiopacidad con finalidad diagnóstica al fijar cristales de metales radioactivos (bario, estroncio) a la matriz.

En la actualidad existe una gran variedad de partículas de relleno como lo son el cuarzo triturado, vidrio, sílice coloidal, zirconio entre otros.

Lutz y Phillips (1983), clasifican a las resinas basados en el tamaño y distribución de sus partículas de relleno en convencionales o macrorelleno (partículas de 1 a 50 μ), microrelleno (partículas de 0,04 a 1 μ) y resinas híbridas (con rellenos de diferentes tamaños que varían entre 0.04 y 1 μ) otro sistema fue propuesto por Williams y col (1993) esta clasificación es más compleja y utiliza diversos parámetros como los son el tamaño de las partículas, resistencia a la compresión y textura superficial, de acuerdo a estos criterios Williams las clasifica de la siguiente manera:

Tipos de Resina Compuesta	Relleno
Densificados - De relleno medio <ul style="list-style-type: none"> ▪ Ultrafinos ▪ Finos - De relleno compacto >60% en volumen <ul style="list-style-type: none"> ▪ Ultrafinos ▪ Finos 	< 60% en volumen Partículas < 3 µm Partículas > 3 µm > 60% en volumen Partículas < 3 µm Partículas > 3 µm
Microfinos <ul style="list-style-type: none"> - Homogéneos - Heterogéneos 	Tamaño medio de las partículas = 0,04 µm
Mixtos	Mezcla de resinas densificados y microfinos
Tradicionales	Equivalentes a las llamadas resinas de macrorelleno en otras clasificaciones
Reforzados con fibras	Resinas de uso de laboratorio – industrial.

1. **Resinas de macrorelleno o convencionales:** Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 1 y 10 µm.
2. **Resinas de microrelleno:** Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.04 y 1 µm.
3. **Resinas híbridas:** Se denominan así por estar reforzadas por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 µm, incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 µm.
4. **Híbridos Modernos:** Tienen un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas (más del 60% en volumen). Su tamaño de partícula reducida (desde 0.4 µ a 1.0) µ.
5. **Resinas de Nanorelleno:** Son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 0.01nm, este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados que tienen un tamaño que va desde los 35 a los 75 nm. Algunos fabricantes incorporan partículas de resinas prepolimerizadas en la fase inorgánica de las resinas compuestas con la finalidad de reducir el estrés residual por contracción.

El desarrollo de la nanotecnología ha conducido a la confección de nanopartículas las cuales al presentar un tamaño tan pequeño (10nm o 0.01 μ m) permiten un mejor acabado y pulido en la superficie de las restauraciones así como una mejora lo suficientemente sustancial en cuanto a sus propiedades físicas y mecánicas como para poder justificar su uso en el sector anterior y posterior. Otro beneficio de incorporar partículas de tamaño nanométrico es la reducción de la contracción de polimerización.^{2,5}

2.3 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.^{3,4}

El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el γ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), éste 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.^{1,3}

3.-CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA

3.1 Primera generación

Las primeras resinas compuestas disponibles en el mercado se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por Bis-GMA y un refuerzo de macropartículas de 8 a 10 nm en promedio en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje del 70%. Mejoraron la resistencia al desgaste pero no tenían buena capacidad de pulido y se pigmentaban rápidamente.

3.2 Segunda generación

Se aumenta el porcentaje de la fase inorgánica, es la generación de las resinas de micropartícula. Inicialmente tuvieron un tamaño promedio de 0.04 nm. Actualmente se usan tamaños ligeramente mayores, 0.05 a 0.1nm, de todas formas de dispersión coloidal no visible al ojo humano.

La adición de estas micropartículas coloidales torna el material extremadamente viscoso y difícil de manipular es por eso que se han creado formas de realizarla sin que comprometan las propiedades físicas. Con esta generación se mejoró la capacidad de pulido pero disminuyó la resistencia al desgaste al tener que aumentar la proporción de matriz.

3.3 Tercera generación

Corresponde a los híbridos, en los que se incluyen en la fase inorgánica diferentes tamaños de partícula de micro y partícula pequeña de diferente composición química. La mezcla de diferentes tamaños de partículas mejora considerablemente la tersura superficial y la capacidad de pulimento, problema

inherente a las primeras fórmulas de macropartículas, que no podían pulirse, ocasionando superficies rugosas aptas para la retención placa y pigmentos.

3.4 Cuarta generación

Corresponde al grupo de resinas compuestas con alto porcentaje de refuerzo inorgánico en base a vidrios cerámicos y vidrios metálicos. Estas resinas son para uso en el sector posterior.

3.5 Quinta generación

Son resinas compuestas para dientes posteriores, para ser utilizadas en forma indirecta, procesadas con calor y presión o combinaciones con luz, calor, presión, etc.

3.6 Sexta generación

Son los sistemas contemporáneos llamados también resinas compuestas microhíbridas.

Dentro de las características especiales de las resinas compuestas actuales podemos nombrar:

- Gran variedad de colores (selección adecuada mediante guías de colores Vita o Chromascop) y capacidad de mimetización con la estructura dentaria.
- Estabilidad de color duradera.
- Menor contracción de polimerización.
- Baja sorción de agua.
- Excelentes características de pulimento y texturización.

- Abrasión y desgaste muy similar al experimentado por las estructuras dentarias.
- Coeficiente de expansión térmica similar al de las estructuras dentarias.
- Fórmulas de uso universal tanto para el sector anterior como para el posterior.
- Diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices (colores), características de fluorescencia y opalescencia lo cual asegura máxima estética.⁶

4.- ADHESIVOS.

El fenómeno de adhesión se define como la unión de dos superficies o sustratos mediante interacción molecular o interatómica. Si esta unión se da entre moléculas del mismo tipo se denomina cohesión.

Por otra parte, se denomina adhesivo a la sustancia ajena a los sustratos que al ser colocada entre ellos, los une.

La odontología adhesiva es un campo que se inició en los años cincuenta. En 1955, el Dr. Michael G. Buonocore, introdujo el concepto de tratar el esmalte con ataque ácido para alterar químicamente sus características superficiales y de este modo permitir la adhesión de las resinas acrílicas a la superficie del mismo, aunque las investigaciones realizadas por el Dr. Buonocore estuvieron enfocadas exclusivamente al acondicionamiento de la superficie dentaria para la colocación de selladores por medio de traba mecánica, estos mismos dieron la pauta para el desarrollo del primer sistema adhesivo.⁷

Un tipo de unión empleada comúnmente en Odontología es la retención micromecánica. Un ejemplo de este fenómeno se da cuando se aplica un adhesivo de consistencia fluida en un sustrato dentario (esmalte, dentina) previamente tratado mediante ataque ácido. Al endurecer dicho adhesivo,

queda atrapado entre las irregularidades de los sustratos adherentes (estructuras dentarias y material restaurador) evitando que se separen. Por otra parte los adhesivos a base de resina se adhieren química o específicamente a las moléculas Bis GMA presentes en las resinas compuestas.⁵

4.1 Mecanismo de Acción

Los adhesivos dentales en general, requieren de una preparación previa del sustrato o superficie a adherir. La superficie dental debe ser tratada con un ácido, generalmente se realiza con ácido ortofosfórico en una concentración de 30 a 37% (otros sistemas adhesivos usan otros ácidos para tal fin, como el ácido cítrico, maléico, entre otros), este procedimiento provoca en el esmalte la degradación por desmineralización de los prismas, provocando irregularidades en los mismos y aumentando su energía superficial. Estas irregularidades consisten en una microcapa porosa de 25 micras de profundidad.⁵

El grabado ácido en el esmalte produce uno de tres patrones de grabado según el lugar del prisma adamantino que trate, tipo I, II y III. El tipo I se caracteriza por la remoción preferencial de los centros de los prismas, mientras que en el tipo II se remueven preferencialmente las periferias de los prismas, finalmente el tipo III se caracteriza por una erosión indiscriminada, de centros y periferias de los prismas, siendo este último el menos retentivo.

El esmalte es uno de los tejidos más mineralizados y con menos agua del cuerpo humano, por lo tanto la molécula Bis-GMA de naturaleza hidrofóbica es esencial para proveer la adhesión al sustrato adamantino.

El grabado ácido de la dentina fue introducido por Fusayama en 1979, posteriormente Nakabayashi en 1982 demostró la infiltración de monómeros de resina en la interfase del adhesivo. Pashley y Carvalho en 1997 afirmaron que en la dentina el ataque ácido provoca lo siguiente:

- 1.-Remoción del barrillo dentinario y eliminación del contenido mineral de la dentina intertubular en una profundidad de 2-7 nm.
- 2.-Incremento en la permeabilidad transdental.

3.- Exposición de un armazón microporoso de fibras colágenas.

Después de que la dentina se desmineraliza mediante ataque ácido se debe aplicar un agente que promueva la adhesión de la resina adhesiva a la superficie dentinaria. Los imprimadores o “primers”, se usan para aumentar la energía superficial de la dentina grabada y permitir la interacción del adhesivo con la red colágena húmeda; en su composición poseen monómeros con propiedades hidrofílicas que tienen como finalidad interactuar con el agua presente en la red colágena. Un monómero usualmente empleado para este propósito es el HEMA (hidroxietilmetacrilato), el cual se encuentran disuelto en solventes orgánicos, tales como acetona, agua o etanol.

Por último debe aplicarse un adhesivo capaz de penetrar y fijarse en las microporosidades creadas durante el ataque ácido e interactuar con el material de restauración final para su adhesión. La infiltración de monómeros de resina se produce en la red de fibras colágenas expuestas, reemplazando la fase mineral removida con el lavado, y luego al ser polimerizados se retienen micromecánicamente. Esto da como resultado una estructura híbrida entre la resina adhesiva y el colágeno, lo que se conoce como “capa híbrida” (Nakabayashi 1991), cuyas funciones son: mantener una adecuada resistencia adhesiva en la interfase, producir un sellado de la dentina grabada y aliviar el estrés producido durante la polimerización. ⁸

4.2 Factores que favorecen la Adhesión.

Las características ideales de los adhesivos se determinan de acuerdo a sus características reológicas, tipo de sustrato con el que interactúan y el espacio que deben ocupar.

En el caso de interfases muy estrechas se requiere que el adhesivo posea una baja tensión superficial, ya que de este modo el adhesivo abarcará mayor superficie del sustrato (mojamiento). Por lo tanto el ángulo de contacto formado entre el adhesivo y el sustrato debe ser lo más cercano a cero.

Otros aspectos que guardan relación con la efectividad de la adhesión son los inherentes al sustrato. Este debe estar libre de contaminantes que disminuyan la capacidad de mojamiento del adhesivo. El barrillo dentinario, la sangre y la saliva son algunos de los elementos que disminuyen la energía superficial del sustrato, lo que dificulta y en algunos casos impide la adhesión.

Hablando de adhesión por retención micromecánica, la superficie debe presentar irregularidades para que el adhesivo al endurecerse quede retenido dentro del mismo. De manera contraria si se desea adhesión química, la superficie deberá ser lisa para que el adhesivo pueda fluir libremente y adaptarse sin dificultad.⁵

5.-CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN

Antes de la reacción que conlleva a la polimerización la distancia entre las unidades monoméricas es de 0.340 nm, esta distancia está determinada por las fuerzas de Van der Waals una vez se establecen los enlaces covalentes entre monómeros la distancia entre ellos pasa a ser de 0,154 nm resultando en la contracción del material.^{1,3}

Uno de los primeros métodos utilizados para medir la contracción volumétrica de polimerización fue el dilatómetro de mercurio. Este instrumento evalúa cambios en el volumen del mercurio en un depósito, el cual rodea un espécimen de resina compuesta a través de una columna delgada y los resultados son registrados de acuerdo a variaciones lineales de altura de la misma.¹⁰

En 2006, J.W. Park y J.L Ferracane, compararon el estrés por contracción de 3 resinas compuestas de uso directo: Z100, Heliomolar y Herculite mediante el método de corte de anillo de paredes delgadas.¹¹

En el mismo año, Braga y colaboradores, publicaron un trabajo acerca del uso de medidores de tensión eléctrica. Posteriormente, se aplicaron muchas adaptaciones de este método utilizando medidores de tensión.¹²

5.1 Estrés de Contracción

El estrés se define como la interacción que se produce entre una fuerza y la resistencia a la misma.

La contracción ocasionada por el proceso de polimerización se ve limitada a las condiciones restrictivas del adhesivo, las fuerzas adhesivas de unión tratan de mantener el material “unido” al tejido dentario mientras que las fuerzas de contracción provocan tensiones en sentido interno a la cavidad ocasionando una gran cantidad de estrés que generalmente se ve reflejado en una interfase o gap en la restauración o incluso en compromiso de la integridad estructural de los órganos dentarios.

Sin embargo el desarrollo del estrés es un proceso complejo en el cual intervienen múltiples factores entre ellos se puede mencionar: las condiciones de adhesión, la formulación del material y las propiedades del mismo.

De manera general, se considera que la magnitud del estrés depende de la tensión por la contracción volumétrica del material y de su módulo elástico. Por lo tanto la composición de la matriz en las resinas juega un papel muy importante sobre la magnitud, cinética de tensión por contracción y el desempeño del módulo elástico.

Por ejemplo, una matriz de resina formulada con monómeros de alto peso molecular dará como resultado valores menores de contracción en contraste con las que están formuladas con monómeros de bajo peso molecular. De este modo, la funcionalidad del monómero, estructura molecular, masa molecular y tamaño tienen una influencia importante sobre el nivel de contracción así como en la viscosidad del monómero.

Es importante mencionar que el fenómeno de contracción ocurre en dos fases, la etapa de **pre-gel** y la etapa de **post-gel** siendo que la contracción final del material implica la conjunción de ambas.⁽¹⁾

Durante la etapa de pre-gel, el material tiene una consistencia fluida permitiendo el deslizamiento de las moléculas, compensando de cierto modo la tensión originada por la contracción del material. En el momento en que la resina pasa del estado fluido al estado viscoso se conoce como punto gel y, a partir de él, en la denominada fase post-gel, el material adquiere un alto módulo de elasticidad perdiendo la capacidad de escurrimiento y pasa a transferir la tensión generada por el material a la interfase diente-restauración.

Considerando este fenómeno, cuanto más extensa sea la fase de pre-gel, menor será la cantidad de tensiones transferidas debido a que la conversión de los monómeros se producirá de manera más lenta permitiendo un mejor

ordenamiento molecular generando así menor tensión proveniente de la contracción.¹³

5.2 Factor C

El factor de configuración o Factor C es un término empleado para describir la relación que tiene el estrés de contracción con las superficies adheridas y las no adheridas en una restauración.¹⁴

En las obturaciones dentales es importante considerar que la configuración de la cavidad varía dependiendo de la magnitud de la remoción de caries, el remanente de tejido sano, la zona del diente y su localización (anterior, posterior) así como el tipo de diente. Por consiguiente, el nivel de estrés puede variar de acuerdo a cada situación clínica.

Según Felizer la magnitud del estrés puede ser estimada mediante la proporción entre las áreas adheridas y las no adheridas, también conocida como “factor de configuración” o simplemente “factor C”.¹³

De acuerdo a Braga (2006), a mayor factor de configuración (mayor cantidad de áreas no adheridas) mayor sería el nivel de estrés. De manera opuesta, una mayor proporción de áreas no adheridas con respecto a las adheridas, sería responsable de niveles más bajos de estrés debido a que la contracción podría ocurrir libremente en las áreas no adheridas. Aunque es evidente que el “factor C” tiene un papel importante en el desarrollo del estrés, se ha sugerido que el enfoque por sí solo en el “factor C” puede sobrestimar el efecto del grado de contracción.

En un estudio, Braga y colaboradores (2006), verificaron que el estrés por contracción y la microfiltración eran más altos en restauraciones con diámetros y profundidades mayores y los autores concluyeron que la microfiltración parecía estar relacionada con el volumen de la restauración no con el “factor C”.¹⁵

5.3 Métodos utilizados para medir el estrés de contracción

Actualmente, se han realizado diversas investigaciones con el objeto de reducir en lo posible las tensiones generadas durante y después del proceso de polimerización.

De manera general, se considera que la magnitud del estrés depende de la tensión por la contracción volumétrica del material y de su módulo elástico. Por lo tanto, la composición de la matriz en las resinas, la cinética de tensión por contracción y el desempeño del módulo elástico durante la polimerización juegan un papel muy importante en el desarrollo de tensiones.

Aunque el efecto del rango de polimerización sobre la magnitud del estrés no ha sido absolutamente dilucidado, algunos investigadores consideran que habría más tiempo disponible para que ocurriera el flujo viscoso y la relajación, si el polímero se curara en un rango más bajo de polimerización. Puesto que el tipo de fotoiniciador así como la proporción de fotoiniciador con respecto a la resina afectan el rango de polimerización y grado de conversión, se podría considerar que estos dos factores también pudiesen afectar el grado y magnitud del estrés desarrollado.¹⁵

Carvalho y Col. (2009) examinaron materiales experimentales con diferentes concentraciones de inhibidor (*2,6 - Diterbutil -4- metil fenol=BTH*) y demostraron que una mayor concentración de inhibidor reducía el rango de polimerización y el estrés de contracción sin alterar significativamente el grado final de conversión de monómero a polímero.¹⁷ Por otra parte, Schneider y colaboradores demostraron recientemente que el uso de la fenilpropanodiona como un fotoiniciador alternativo combinado con la CQ puede reducir el grado de desarrollo de estrés sin decremento del desempeño de las propiedades finales del material.¹

Complementando aquel estudio, Miguel Jiménez O.F (2009) propuso el uso de las bandas extensométricas para analizar el estrés de polimerización en cavidades clase II por medio de diferentes métodos de fotopolimerización.¹⁹

Uno de los métodos evaluados en la actualidad para mejorar las propiedades de las resinas compuestas es el sometimiento de las mismas a tratamientos térmicos experimentales.²⁰

Miyazaki y Col. (2008) evaluaron la resistencia flexural de un grupo de resinas compuestas de uso directo sometidas a un tratamiento térmico, demostrando el aumento de la resistencia en las mismas.¹⁸ Un año más tarde los mismos autores (2009) realizaron la caracterización térmica de 10 resinas compuestas por medio de termogavimetría y calorimetría de escaneo diferencial determinando las temperaturas adecuadas para llevar a cabo dichos tratamientos.

6.- MICROFILTRACIÓN

La microfiltración se define como la entrada de fluidos en una interfase microscópica como la que queda entre el material restaurador y el diente.

En las resinas esta separación puede formarse debido al “despegamiento” de la interfase adhesiva ocurrida durante la contracción de polimerización. Otro factor importante es el coeficiente de expansión térmico lineal (CELT) de los materiales, entre mayor diferencia exista entre el CELT del material restaurador y de los tejidos dentarios, mayor será la posibilidad de que se genere una mayor separación en la interfase diente-restauración. El fenómeno de microfiltración es de suma relevancia clínica, ya que es causante de la mayoría de los fracasos en los tratamientos restaurativos. Las consecuencias más comunes de este fenómeno son la sensibilidad postoperatoria y la recurrencia de caries.^{5,22}

Por lo anterior, se han propuesto diversos métodos para disminuir la microfiltración en las restauraciones de resina compuesta. Entre éstos destacan los métodos de fotopolimerización gradual, la confección indirecta de las restauraciones y los tratamientos térmicos de postpolimerizado.

En algunos estudios se ha evaluado la influencia de los tratamientos térmicos de postpolimerizado en la microfiltración marginal de restauraciones indirectas de resinas compuestas.

Poskus y Col. (2009) evaluaron la adaptación marginal de restauraciones de INLAY de resinas compuestas las cuales fueron sometidas a tratamientos térmicos en autoclave y horno de microondas, demostrando que los tratamientos térmicos de postpolimerizado tenían influencia en la formación de gaps.²³

Otros estudios han medido la microfiltración en resinas compuestas adheridas mediante diferentes sistemas adhesivos.

Seyed Mousavinasab y Col. (2008) evaluaron la microfiltración de restauraciones en cavidades clase V adheridas mediante tres diferentes métodos de colocación con diferentes adhesivos, siendo la colocación de resina por incrementos el método más efectivo en reducir la microfiltración.²⁴

En cuanto a la influencia del termociclado en la microfiltración de restauraciones compuestas a base de resina, Flavia Bittencourt y Col. realizaron restauraciones de resina compuesta en un grupo de incisivos sin caries, ni defectos estructurales y las sometieron a termociclado, mientras que en otro grupo evaluaron la microfiltración en dientes con restauraciones sin tratamientos previos de envejecimiento. Según este estudio no existe relación directa entre el termociclado de las muestras y el aumento de la microfiltración.

25

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El estrés de contracción es una de causas principales del fracaso clínico de las restauraciones de resina compuesta. Éste fenómeno puede comprometer la integridad de la interfase diente-restauración permitiendo la entrada de fluidos contaminados y de este modo provocar sensibilidad postoperatoria así como reincidencia de caries. Otro efecto adverso del estrés de contracción es la generación de tensiones, las cuales repercuten en los tejidos dentarios causando fracturas y fisuras.

Una manera de reducir estas tensiones, es la confección de restauraciones de resina compuesta por medio de la técnica indirecta. En la actualidad se utilizan resinas compuestas con refuerzo cerámico (cerómeros) para tal fin. Sin embargo, la elaboración de estas restauraciones resulta costosa, en gran parte debido al equipo sofisticado necesario en su procesamiento.

En estudios previos se han comparado las propiedades físico-mecánicas de las resinas compuestas de uso directo tras ser sometidas a tratamientos con calor y presión. De igual manera, se han descrito protocolos de cómo llevar a cabo dicho tratamientos por medio de las caracterizaciones térmicas de diversas resinas compuestas de uso comercial.

Sin embargo, pocos estudios han tenido como objetivo el verificar la influencia de estos tratamientos en fenómenos importantes inherentes a las resinas, como los son el estrés residual de polimerización así como la influencia de dichos tratamientos en las magnitudes de la interfase.

JUSTIFICACIÓN

La finalidad de este estudio es el evaluar la influencia de un tratamiento térmico de postpolimerizado con calor y presión en las magnitudes de la interfase en especímenes a base de resinas compuestas de uso directo, confeccionadas por medio de la técnica indirecta.

Dentro de sus limitaciones, el presente estudio se enfoca en dilucidar las ventajas y desventajas del sometimiento de estas resinas a tratamientos de postpolimerizado bajo condiciones controladas (olla de presión).

En caso de obtener ventajas a partir de dicho tratamiento, se podrá proponer un protocolo de utilidad clínica con el objeto de mejorar las propiedades de una resina compuesta. El uso de una olla de presión supone una alternativa económica a los métodos convencionales de mayor costo utilizados en el procesamiento de restauraciones indirectas a base de resina (cerómeros).

Por último, se pretende ampliar el conocimiento sobre la dinámica de contracción bajo condiciones controladas de calor y presión, en particular la liberación de tensiones y la repercusión de éstas en la integridad de la interfase diente-restauración.

OBJETIVOS

General

Determinar la influencia del tratamiento térmico de postpolimerizado por medio de calor y presión, de la resina compuesta (Filtek Z350 3M ESPE) en las magnitudes de la interfase.

Específicos

Determinar las magnitudes de la interfase de las muestras de resina compuesta sometidas a tratamiento térmico de postpolimerizado en olla de presión.

Determinar las magnitudes de la interfase de las muestras de resina antes del tratamiento térmico en olla de presión.

Comparar ambas magnitudes y determinar si hubo cambios en la interfase.

Deducir si la liberación de tensiones llevada a cabo durante el tratamiento de postpolimerización en autoclave tiene influencia en la integridad de la interfase diente-restauración.

HIPÓTESIS

El tratamiento térmico de postpolimerizado con calor y presión liberará tensiones generadas durante el proceso de polimerización, lo que se traducirá en menores niveles de contracción reflejados en una disminución de las magnitudes de la interfase.

METODOLOGÍA

Tipo de Estudio

Estudio experimental.

Población de Estudio

Resina Compuesta 3M ESPE FILTEK Z350

Variable Dependiente

Las magnitudes de la interfase.

Material y Equipo

Molde metálico de cavidad MOD.

Silicona por Condensación ZetaPlus Zchermack^R

10 portaimpresiones perforados de aluminio de ¼ de arcada

1kg de Yeso Tipo IV Elite^R Rock color Sandy Brown Zchermack^R

3 jeringas de resina restauradora FILTEK Z350 UNIVERSAL RESTORATIVE^R
Tono A2 con N° de Lote 180670

Taza de hule Zchermack^R

Espátula para Yesos.

Espátula para elastómeros.

Loseta de vidrio.

Jeringa para materiales de impresión elásticos Free-Flo Kerr^R

Lámpara de fotocurado LED Bluephase C8 G-2 Ivoclar Vivadent^R

Radiómetro LED Demetron^R

Lentes de protección contra luz de fotocurado

Separador Yeso Acrílico MEDENTAL^R

Glicerina

Pincel N°5

Espátula con recubrimiento de teflón para resinas HU FRIEDY^R

Explorador #54 HU FRIEDY^R

Mango de bisturí #3, hoja de bisturí #15

Báscula digital de precisión TORREY mod QC-5

Calibrador micrométrico digital mod 293 MITUTOYO^R

Cámara digital Sony Cybershot DSC-W200 DE 12.1 megapíxeles

Microscopio de medición MGC-10

Paralelizador.

Olla de presión para postcurado.

Bolsa para esterilizar chica.

Software Transformer para medición micrométrica., Sigmat-Stat 3.0

MÉTODO

1. Se tomaron 20 impresiones de una cavidad MOD en un molde metálico con silicona por condensación ZetaPlus de Zhermack utilizando portaimpresiones de $\frac{1}{4}$ de arcada perforados. La técnica de impresión se llevó a cabo en un solo tiempo por dos operadores, el material de consistencia fluida se llevó a la cavidad del molde mediante una jeringa Free Flo de Kerr^R con la finalidad de impedir la formación de burbujas de aire las cuales pudiesen afectar la calidad de la impresión.

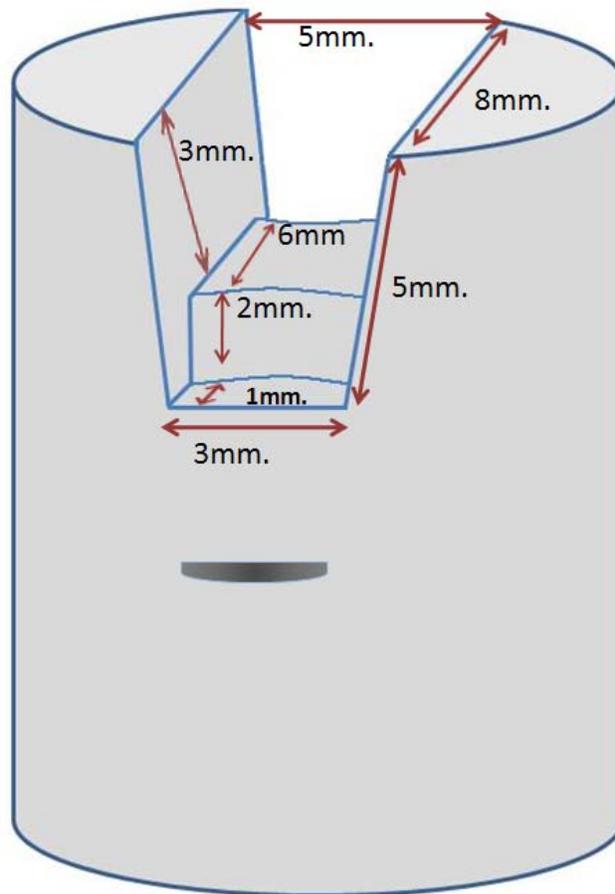


Fig 1. Se diseño y elaboró una cavidad MOD tipo Ward con las siguientes dimensiones:

- Ancho de la caja oclusal a nivel de ángulo cavosuperficial: 5.0mm.
- Ancho de la caja proximal a nivel cervical: 3.0mm.
- Largo mesio-distal de la cavidad: 8.0mm.
- Profundidad de las paredes de la caja oclusal: 3.0mm.
- Profundidad de las paredes de la caja proximal: 5.0mm.
- Altura de la pared axial: 2.0mm.
- Ancho del piso cervical: 1.0mm.



Fig 2. Molde metálico



Fig 3/4. Toma de impresión del molde con silicona por consensación



Fig.5 Impresión del molde metálico con el material de impresión ZetaPlus.

2. Antes de realizar el vaciado en yeso de las impresiones, esperamos 20 minutos para permitir la recuperación elástica del material de impresión. Para obtener los moldes de yeso se utilizó yeso tipo IV Elite Rock de Zhermack^R, utilizando la relación polvo/agua indicadas por el fabricante: 20 ml/100 g, pesando el polvo en una báscula digital TORREY modelo QC-5 (previa puesta a cero) y de igual manera midiendo el agua en una jeringa de 20 mm³, el tiempo de mezclado fue de 60 segundos de acuerdo a lo indicado por el fabricante, se cronometró el tiempo de vaciado de las impresiones con el objeto de no superar el tiempo de trabajo estimado por el fabricante (12 minutos). El vaciado de las impresiones se llevo a cabo pincelando con yeso la zona correspondiente a la cavidad y se realizó con vibración para eliminar burbujas de aire que pudieran afectar la reproducción de la cavidad.



Fig. 6 Pesaje del polvo en una báscula digital TORREY.



Fig. 8/9 Mezclado de yeso y vaciado de la impresión.

3. Pasados 45 minutos (tiempo para quitar modelo) se retiraron los modelos de yeso del material de impresión.



Fig 10. Obtención del modelo de yeso.

4. Obtenidos los 20 modelos de yeso se procedió a determinar la potencia de la lámpara de fotocurado LED Bluephase C8 G-2 Ivoclar Vivadent^R con la ayuda de un radiómetro LED Demetron. La potencia obtenida fue de 600 Mw/cm².



Fig11. Determinación de la potencia mediante un radiómetro.



Fig12. Lámpara utilizada para el fotocurado de las muestras.

5. Ya determinada la potencia de la lámpara, se prepararon los modelos de yeso para su posterior obturación con resina compuesta. La resina utilizada fue la FILTEK Z350 de la casa comercial 3M ESPE. De acuerdo al perfil técnico del producto la matriz orgánica de esta resina está constituida por BIS-GMA, BIS-EMA y UDMA además de pequeñas cantidades de TEGMA. El relleno contiene una combinación de nanosílice no aglomerado de 20 nm y nanoclusters de zirconio/sílice de 5-20 nm. El tamaño de partícula oscila dentro de un rango de 0.6 a 1.4 micras.



Fig. 13/14. Resina Filtek Z350

6. Previo a la obturación se aplicó una capa de separador a todos los modelos de yeso, ésta se dejó secar y posteriormente se aplicó una capa de glicerina con un pincel N°5.



Fig. 15/16. Capa de separador aplicada sobre el modelo de yeso/ Separador yeso acrílico

7. Cada molde de yeso se obturó por incrementos de acuerdo a las recomendaciones de uso especificadas en el perfil técnica de la resina FILTEK Z350 cada incremento se fotopolimerizó durante 30 segundos a la potencia ya señalada. La obturación de los moldes se llevo a cabo con una sola espátula teflonada para resinas HU-FRIEDY^R. Los excesos en la parte equivalente al ángulo cavo-superficial se retiraron con una hoja de bisturí #15 a manera de no sobreobturar el espacio a medir (interfase).



Fig. 17/18. Obturación gradual por incrementos/obturación final

Una vez obturados los 20 moldes de yeso se almacenaron las muestras en un horno de temperatura controlada a 37°C al 50% de humedad relativa durante 24 hrs.

8. Pasadas las 24 horas se retiraron las muestras de resina de los moldes de yeso y se colocaron dentro del molde metálico, realizándose con un plumón de punto extrafino 18 marcas por muestra, tres por lado, en la caja proximal mesial (zona cervical, mesiovestibular y mesiolingual) y de la caja proximal distal (zona cervical, distovestibular y distolingual) como se muestra en la figura 15. dando un total de 18 marcas. El molde se marcó de igual manera de tal modo que no variara la localización de los puntos de referencia entre cada molde.

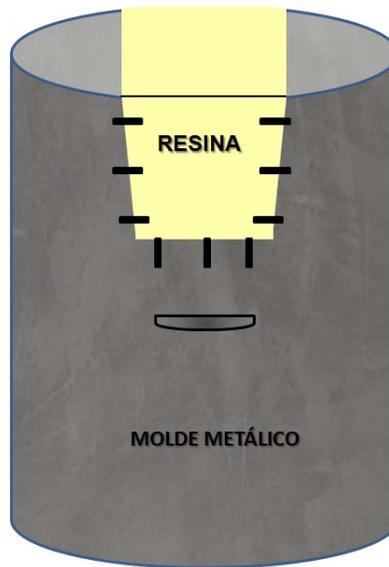


Fig.19 Esquema de la localización de los puntos de referencia para la medición de la interfase.



Fig.20 Colocación de las muestras dentro del molde metálico.

9. Realizadas las marcas, se procedió a tomar fotografías de las muestras observadas bajo un microscopio, para este fin se tomó una fotografía inicial de referencia con un aumento de 70X, de una línea de 100 micras de ancho calibrada mediante un calibrador micrométrico digital mod. 293 MITUTOYO^R.

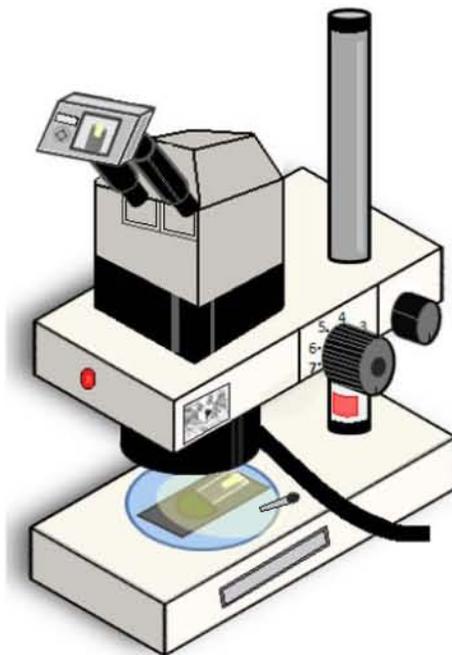
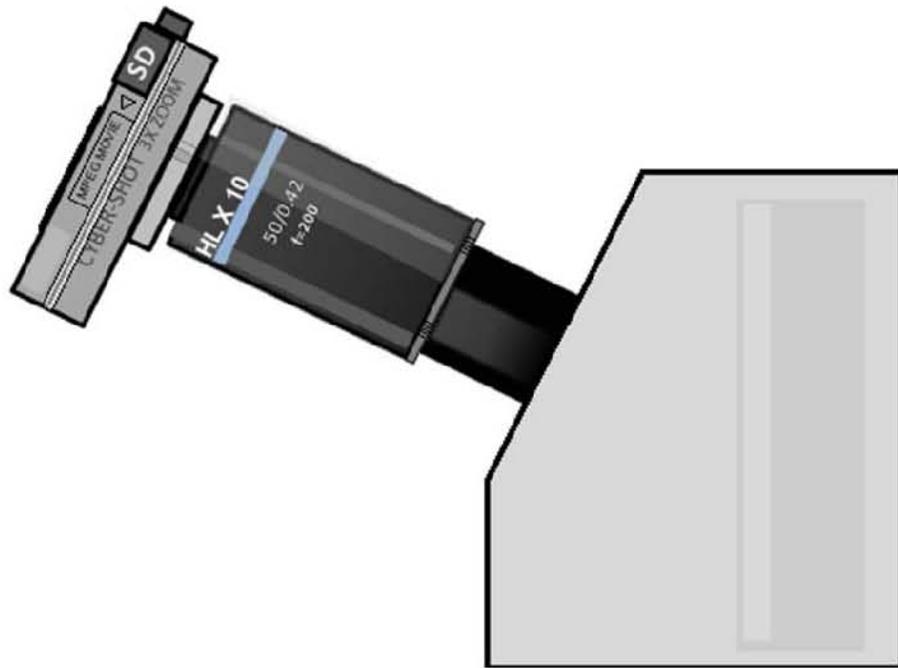


Fig. 21,22. En todas las fotografías, la lente de la cámara digital se posicionó contactando la lente del microscopio para evitar variaciones de distancia entre la imagen ampliada del objeto y la lente de la cámara.



Fig 22/23. Calibrador digital/ Fotografía de referencia de una línea de 100 micrómetros de ancho aumentada 70X en el microscopio de medición MGC-10.

10. Tomadas las primeras fotografías de todas las muestras se colocaron en una bolsa chica para esterilizar. Posteriormente se colocó agua desionizada dentro de una olla eléctrica de presión que se programó a una temperatura de 110°C, aunado a esto, se corroboró la temperatura alcanzada con un termómetro de mercurio.



Fig.24/25. Filtro de agua desionizada/Calentamiento del agua desionizada a 110°C

Alcanzados los 110°C la bolsa con muestras se colocó encima de una rejilla y se tapó la olla. A continuación se aplicaron **1.5 kg/cm² (21.309 psi, 146.5 kPa)** de presión de aire con una manguera conectada a una compresora durante 20 minutos.

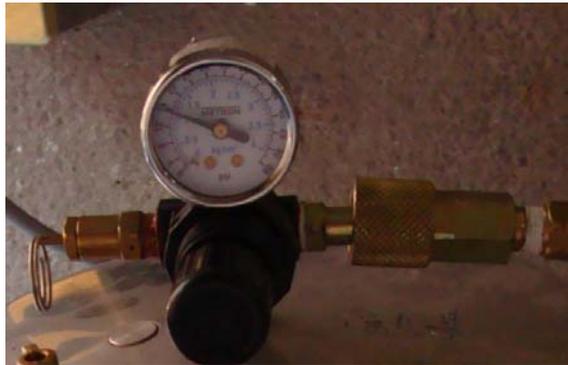


Fig 26. Manómetro de doble escala kg/cm² / unidades psi



Fig 27. Muestras después del tratamiento térmico

11. Concluido el tiempo establecido para el tratamiento térmico, se retiraron las muestras de la olla y se colocaron nuevamente sobre el molde metálico y se llevaron nuevamente al microscopio, fotografiando las mismas zonas correspondientes a la interfase.

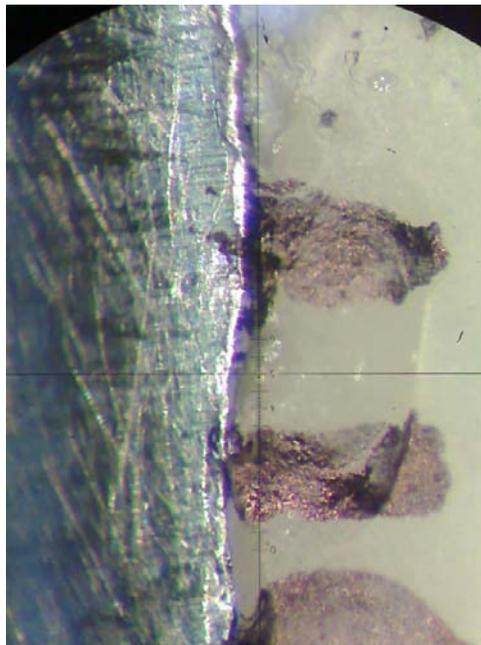


Fig 29. Imagen de la interfase ampliada 70X.

12. Se tomaron las mediciones en las fotografías de todas las muestras antes y después de ser sometidas al tratamiento térmico. Para tal fin se utilizó el software "Transformer" para medición en micrómetros.

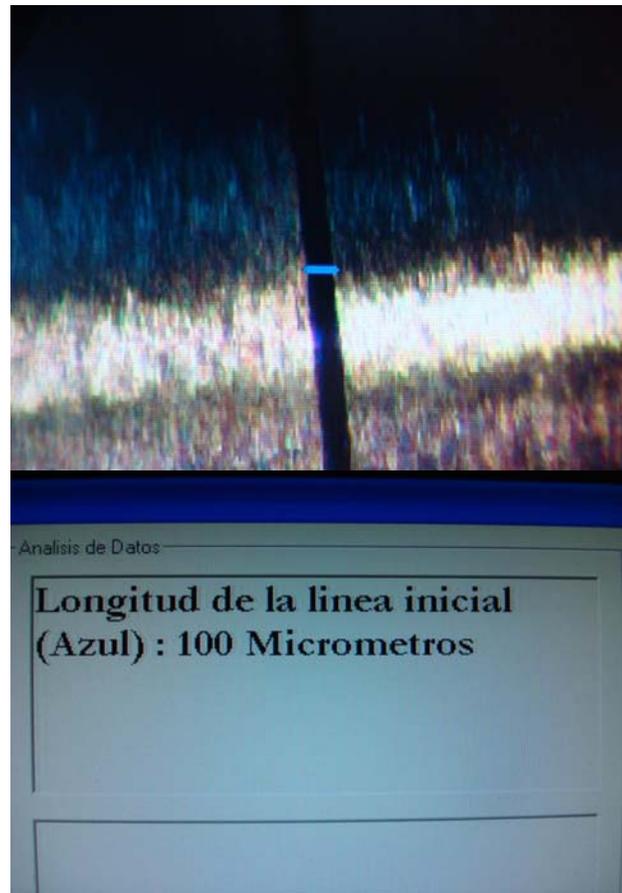


Fig30/31. Línea trazada para calibrar una escala a partir de la línea de 100 micrómetros de ancho.

13. Una vez obtenida la escala, se trazó una segunda línea desde un punto en el borde metálico hasta el borde de la restauración obteniendo de esta manera las medidas de la interfase en micrómetros.

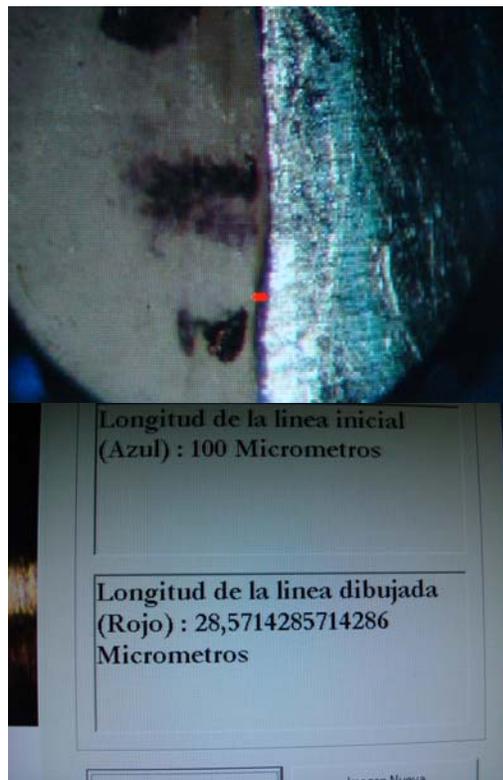


Fig32/33. Trazado de la segunda línea y obtención de la magnitud de la interfase.

RESULTADOS

Tabla 1. Mediciones obtenidas a partir de las 20 muestras previas al tratamiento térmico de postcurado.

	CERVICAL	ML	MV	CERVICAL	DL	DV
MUESTRA1	25.3,20,12.5	23,14.5,20.6	28.5, 16, 19.3	20.6,24.6,19	13.6, 19,25	23, 12.3,18
MUESTRA2	21.6,44.9,30	18,22.4,13	23.4,24.6,11	19.3,22,18.5	18.3,14,20	24,14,22.3
MUESTRA3	22.3,20,11.8	14.3,19.6,25	22.3,32.9,18	24.3,24,17.6	21.6,22.6,16	27.3,14,17.6
MUESTRA4	33.7,18,23	27.6,13,10	25,29.5,15	22.6,19.3,23	12.7,25,26.6	23,18,23.3
MUESTRA5	21.4,12.1,18	22.2,15.8,14	21.6,14.5,19	19.8,26.5,25	20,19,19.8	13,22,22.3
MUESTRA6	18.6,20,11	18.7,16.2,18	28.6,18,22.2	20,18.6,22.9	19,22,18.6	18.6,12.3,20
MUESTRA7	12.4,19.3,15	29.3,15.4,18	19,14.6,19.3	48,24.5,25	18.3,25,20.3	29.4,19,23
MUESTRA8	23.6,37,24.8	22.2,14,19.6	30,23.5,19	23.5,19,21	21.6,30,19.5	23,10,22.6
MUESTRA9	17.2,10.5,22	20,15.6,18.6	25,26.4,18.3	25,22.6,24.6	22.5,20,20	19,25,18
MUESTRA10	23.4,20,25	29.3,15,20.4	21.3,17.7,19	19.3,18.6,23	19,25.6,22	23,52,19.3
MUESTRA11	13.6,18.7,23	19.2,17.3,22	19.6,11,17.9	23.5,35,19.5	12.3,22,19.5	24,14,20.4
MUESTRA12	22.6,19.6,10	19.3,16,22.9	28.3,23,18.7	19,22.6,17.5	27,14,25.9	18,23,26.7
MUESTRA13	17.5,19,25.3	18.6,16,13.6	19.6,38.3,25	22.3,20,25	18,22.6,18	22,19,17.3
MUESTRA14	26.4,22,19.6	19.5,14,20	18.3,14,20	20.7,27.3,22	19.6,18,23	24,18,25
MUESTRA15	19,23.3,18.6	28.3,19.9,23	28.6,16,19	19.3,18,20	20,24.7,19.5	27,32.3,19.6
MUESTRA16	12.3,28.2,11	23.4,16,21.2	25,19.8,26.3	17.3,19,11	25,38,28.9	23.3,14,19
MUESTRA17	28.6,13,19.6	22.4,14,23.6	22.3,20,19.5	22.3,21,20	19,23,19.5	25,17.3,18
MUESTRA18	26.6,17.5,10	36, 18.9,20	18.6,25.8,18	19.3,18,22.4	21.6,19,20	23,18,19.6
MUESTRA19	24.5,25,13	25,11.8,19.5	22,25,18.9	18.3,22.5,17	54,122,24	43,30.3,17
MUESTRA20	18.6,19.9,14	20,14.9,26.2	19.3,22.5,17	22,23,22.4	23,19,22.3	19.6,22,20

- Los números en naranja representan las mediciones que superaron las 25 micras (grosor mínimo requerido para los materiales cementantes).
- El número en azul representa la medición de menor magnitud entre todas las muestras.
- Los números en rojo representan las mediciones de mayor magnitud entre todas las muestras.

**Las cifras en azul y en rojo se excluyeron del análisis estadístico.

Tabla 2. Media de las mediciones obtenidas a partir de las 20 muestras previas al tratamiento térmico de postcurado.

	CERVICAL	ML	MV	CERVICAL	DL	DV
MUESTRA1	19.2	19.3	21.2	21.4	15.8	17.7
MUESTRA2	32.1	17.8	19.6	19.3	17.4	20.1
MUESTRA3	18.03	19.6	24.4	21.9	20.06	19.6
MUESTRA4	24.9	16.8	23.1	21.6	21.4	21.4
MUESTRA5	17.1	17.3	18.3	23.7	19.6	19.1
MUESTRA6	16.5	17.6	22.9	20.5	19.8	16.9
MUESTRA7	15.5	20.9	17.6	32.5	21.2	23.8
MUESTRA8	24.8	18.6	24.1	21.1	23.7	18.5
MUESTRA9	16.5	18.06	23.2	20.3	20.8	20.6
MUESTRA10	22.8	21.5	19.3	16.9	22.2	31.4
MUESTRA11	18.4	19.5	16.1	15.9	17.9	19.4
MUESTRA12	17.4	19.4	23.3	27.6	22.3	22.5
MUESTRA13	20.6	16.06	27.6	22.4	19.5	19.4
MUESTRA14	22.6	17.8	17.4	23.3	20.2	22.3
MUESTRA15	20.3	23.7	21.2	19.1	21.4	26.3
MUESTRA16	17.1	20.2	23.7	15.7	30.6	18.7
MUESTRA17	20.4	20	20.6	21.1	20.5	20.1
MUESTRA18	18.03	24.9	20.8	59.7	20.2	20.2
MUESTRA19	20.8	18.7	21.9	19.2		30.1
MUESTRA20	17.5	20.5	19.6	22.4	21.4	20.5

Tabla 3. Mediciones obtenidas a partir de las 20 muestras posterior al tratamiento térmico.

	CERVICAL	ML	MV	CERVICAL	DL	DV
MUESTRA1	25.3,23,19.6	28,14.5,20.6	32,16,19.3	20.6,24.6,22	13.6,22,25	25,15,18
MUESTRA2	21.6,53.2,33	18,25,13	25.9,24.6,14	23,26.7,18.5	23.4,18,24.6	32,19,27.4
MUESTRA3	29,26,14.5	14.9,19.6,29	22.3,32.9,18	24.3,24,17.6	21.6,22.6,16	34,14,17.6
MUESTRA4	38.4,22,23	27.6,13,10	27,32.7,15	22.6,24,29	12.7,25,31.8	23,18,23.3
MUESTRA5	21.4,12.1,18	22.2,18.9,14	21.6,18,19	19.8,28.3,31	20,21,23.3	13,22,22.3
MUESTRA6	20.3,20,11	18.7,16.2,18	32,19.5,24.6	20,20,24	19,22,18.6	18.6,14.6,22
MUESTRA7	16,22.4,15	33,17.4,22	19,17,21.8	51.7,26,28.3	23,25,23	31,19.6,23
MUESTRA8	23.6,42,27.2	22.2,14,19.6	32,25,19	23.5,19,21	21.6,30,19.5	23,12.3,24
MUESTRA9	19,13.3,26.3	20,19,18.6	25,29.5,22	25,22.6,24.6	24.4,23.4,20	19,25,22
MUESTRA10	23.4,20,25	29.3,15,20.4	21.3,17.7,19	19.3,18.6,23	19,26,22	23,52,19.3
MUESTRA11	16,23.4,23	22.2,19,22	24.6,13,17.9	23.5,35,23	12.3,23,21.9	24,14,20.4
MUESTRA12	22.6,23,10	19.3,16,24	28.3,23,18.7	19,22.6,17.5	27,14,25.9	18,26.7,29
MUESTRA13	17.5,21.6,28	18.6,16,13.6	19.6,38.3,25	25,23.4,29.3	18,25,21.5	23.6,20,17.3
MUESTRA14	28,25.4,19.6	19.5,14,22.2	23,14.8,20	28.2,34,22.6	19.6,18,23	24,22,29.8
MUESTRA15	19,23.3,18.6	29,22.3,23	34.3,18,19	19.3,18,24	20,28,23.5	27,35,26
MUESTRA16	15.4,33,11	23.4,19,21.2	29,23,28.9	19,19,11.6	25,38,30	25,16.7,19
MUESTRA17	28.6,13,19.6	22.4,14,23.6	22.3,20,19.5	22.3,21,20	19,24.5,19.5	25,17.3,18
MUESTRA18	26.6,22.3,14	36, 23,20	19.2,26.7,18	19.3,19,23.6	21.6,23.4,20	23,18,19.6
MUESTRA19	24.5,25,13	25,15,22	28.2,29,18.9	18.3,22.5,17	54,122,24	43,30.3,22
MUESTRA20	22.3,24,14.8	20,16.3,29	19.3,23,22.4	22,23,22.4	26.2,19,22.3	19.6,22,20

- Todos los números en azul representan las medidas que aumentaron después de realizado el tratamiento térmico.

Tabla 4. Media de las mediciones obtenidas a partir de las 20 muestras posterior al tratamiento térmico.

	CERVICAL	ML	MV	CERVICAL	DL	DV
MUESTRA1	22.6	21.03	22.4	22.4	20.02	19.3
MUESTRA2	35.9	18.6	21.5	22.7	22	26.1
MUESTRA3	23.1	21.1	24.4	21.9	20	21.8
MUESTRA4	27.8	16.8	24.9	25.2	23.1	21.4
MUESTRA5	17.1	18.3	19.5	26.3	21.4	19.1
MUESTRA6	17.1	17.6	25.3	21.3	19.8	18.4
MUESTRA7	17.8	24.1	19.2	35.3	23.6	24.5
MUESTRA8	30.9	18.6	25.3	21.1	23.7	19.7
MUESTRA9	19.5	19.2	25.5	24.06	22.6	22
MUESTRA10	22.8	21.5	19.3	20.3	22.3	31.4
MUESTRA11	20.8	21.06	18.5	27.1	19.06	19.4
MUESTRA12	18.5	19.7	23.3	19.7	22.3	24.5
MUESTRA13	22.3	16.06	27.6	25.9	21.5	20.3
MUESTRA14	24.3	18.5	19.2	28.4	20.2	25.2
MUESTRA15	20.3	24.7	23.7	20.4	23.8	29.3
MUESTRA16	19.8	21.2	26.9	16.5	31	20.2
MUESTRA17	20.4	20	20.6	21.1	21	20.1
MUESTRA18	20.9	26.3	21.3	20.6	21.6	20.2
MUESTRA19	20.8	20.6	25.3	19.2		31.7
MUESTRA20	20.3	21.7	21.5	22.4	22.5	20.5

Análisis de Resultados

Se utilizó el software de análisis de datos Sigma Stat 3.0 para la interpretación de las mediciones obtenidas previas y posteriores al tratamiento térmico de ambos grupos. De las 18 mediciones realizadas a cada muestra se obtuvo el promedio de 3 mediciones para cada zona. Posteriormente se vaciaron los datos en el software de análisis, realizándose dos pruebas por grupo de muestras: **One Way Anova y Tukey** de los cuales se obtuvieron los siguientes resultados:

Wednesday, March 30, 2011, 10:32:09

One Way Analysis of Variance

Data source: Data 1 in Notebook

Normality Test: Failed ($P = <0.001$)

Equal Variance Test: Passed ($P = 0.747$)

Group	N	Missing
Art. Cerv M	20	0
Art MV	20	0
Art ML	20	0
Art Cerv D.	20	0
Art DV	20	0
Art DL	20	0
Des Cerv M	20	0
Des MV	20	0
Des ML	20	0
Des Cerv D	20	0
Des DV	20	0
Des DL	20	0

Group	Mean	Std Dev	SEM
Art. Cerv M	20.028	3.939	0.881
Art MV	19.411	2.192	0.490
Art ML	21.295	2.830	0.633
Art Cerv D.	23.280	9.372	2.096
Art DV	19.798	5.491	1.228
Art DL	20.505	6.128	1.370
Des Cerv M	22.150	4.671	1.045
Des MV	20.333	2.596	0.580
Des ML	22.760	2.829	0.633
Des Cerv D	23.093	4.116	0.920
Des DV	21.074	5.549	1.241
Des DL	21.770	6.526	1.459

Power of performed test with alpha = 0.050: 0.191

The power of the performed test (0.191) is below the desired power of 0.800. You should interpret the negative findings cautiously.

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Treatments	11	385.417	35.038	1.353	0.197
Residual	228	5904.235	25.896		
Total	239	6289.652			

prueba de comparacion de grupo TUKEY

The differences in the mean values among the treatment groups are not great enough to exclude the possibility that the difference is due to random sampling variability; there is not a statistically significant difference ($P = 0.197$).

<u>Grupo</u>	<u>Media</u>	<u>Variación Estándar</u>	<u>Coficiente de Variación</u>
Ant. Cerv M	20.028	3.939	0.881
Ant MV	19.411	2.192	0.490
Ant ML	21.295	2.830	0.633
Ant Cerv D.	23.280	9.372	2.096
Ant DV	19.798	5.491	1.228
Ant DL	20.505	6.128	1.370
Des Cerv M	22.150	4.671	1.045
Des MV	20.333	2.596	0.580
Des ML	22.760	2.829	0.633
Des Cerv D	23.093	4.116	0.920
Des DV	21.074	5.549	1.241
Des DL	21.770	6.526	1.459

- El intervalo de variación en la prueba fue de **0.747** , mientras que el rango de variación entre los dos grupos (estadístico F) fue de **1.353** . El valor de probabilidad (P) fue de **0.197**
- Para la prueba de comparación de grupos **TUKEY** las diferencias entre las medias de ambos grupos no fueron lo suficientemente grandes para excluir la posibilidad de que las mismas fueron resultado de la variación aleatoria de muestreo. Por lo que ninguna de las pruebas realizadas mostró diferencias estadísticamente significativas.

DISCUSIÓN

Está demostrado que los tratamientos térmicos de postcurado aumentan el grado de conversión de las restauraciones indirectas de resina, así como también sus propiedades físico-mecánicas. Con estos tratamientos se entrega energía adicional a la cadena polimérica, aún con potencial de crecimiento, permitiendo la movilización de radicales libres disponibles y el establecimiento de nuevos enlaces covalentes aumentando el grado de conversión.

Aunque actualmente no existe un consenso en la literatura acerca del tiempo ideal o temperatura para el tratamiento térmico de las resinas compuestas de uso directo después de su fotoactivación, se han realizado caracterizaciones térmicas de estas resinas por medio de termogravimetría y escaneó de calorimetría diferencial. En un estudio realizado por Miyazaki y Col. 2008²¹ se describe el comportamiento de la resina (Filtek Z350) bajo diferentes grados de temperatura, en éste estudio se menciona que ésta resina empieza a perder peso a los 170°C volviéndose frágil y quebradiza, otro estudio llevado a cabo por los mismos autores en 2009²⁰, demostró que el tratamiento térmico en olla de presión a 120°C durante 20 minutos a 1.5 bar de presión de nitrógeno provocaba un aumento en las propiedades físico mecánicas de la resina de uso directo Fill Magic. En el presente estudio, los parámetros de temperatura, presión y tiempo se basaron en los criterios propuestos por estos autores; Las imágenes obtenidas a partir del microscopio de medición no mostraron la formación de grietas o fisuras posteriores al tratamiento térmico por lo que se presume no hubo debilitamiento de la resina; Estos hallazgos pudieran tener concordancia con los obtenidos en los estudios de Miyazaki y Col. sin embargo, el principal objeto de estudio fue la magnitud de interfase por lo que no se utilizaron pruebas de resistencia mecánica; lo que hace necesario realizar pruebas específicas para evaluar la resistencia del material utilizado.

Antes del tratamiento de postcurado los valores de “gap” no superaron las 43 micras, a excepción de la muestra 19 en la zona disto-lingual, en la cual se

encontraron “gaps” de 54 y 122 micras. Sin embargo, estas cifras se encuentran muy alejadas de la media obtenida por lo que se presume pudieran ser resultado de la fractura del material y no de la contracción de polimerización. Después del tratamiento térmico, todas las muestras mostraron un aumento en las magnitudes de la interfase; la muestra 10 y 17 presentaron solo un aumento de menos de una micra dentro de las 18 mediciones realizadas en cada una, lo que puede indicar un error durante el trazado de las líneas en el programa utilizado para la medición de la interfase.

A pesar de la contracción ocurrida en la mayoría de las muestras, el incremento en las magnitudes de la interfase no fue significativo ya que ninguna medida superó las 53 micras, corroborando los hallazgos de Poskus y Col. 2009²³ en los cuales no se encontraron valores mayores de 90 micras posterior al tratamiento térmico de una resina de composición similar (Filtek Z250), en éste estudio se concluyó que el tratamiento térmico de postcurado de restauraciones INLAY de resina de uso directo no influye de manera significativa en la adaptación marginal de las mismas.

Los valores de interfase obtenidos, muestran que las restauraciones indirectas confeccionadas con la resina (FILTEK Z350) presentan niveles de contracción y adaptación marginal favorables. Schmalz y Col.1995²⁷ demostraron que con valores de gap por debajo de las 100 micras, el espesor del material cementante no tiene influencia en la integridad marginal. Actualmente, la mayoría de los autores consideran clínicamente aceptables desajuste marginales entre 50-120 micras, siendo 120 el límite máximo clínicamente aceptable establecido por Mclean y von Fraunhofer en 1971²⁶ tras un estudio sobre el ajuste de mil restauraciones. La resina FILTEK Z350 posee una composición similar a la FILTEK Z250, la cual mostró altos grados de conversión después de su fotoactivación en un estudio realizado por Hoffman y Col. (2002)²⁸ lo que podría relacionarse con el comportamiento de la Z350 tras el postcurado; debido a su alto grado de conversión la movilidad de las cadenas poliméricas podría disminuir durante el tratamiento de postcurado, lo que explicaría los bajos niveles de contracción.

Dentro de las limitaciones de este estudio, se pudo corroborar la influencia de un tratamiento térmico de postcurado en el ajuste marginal de las muestras en un molde metálico de una cavidad MOD. El tratamiento térmico aumentó los valores de gap sin afectar de manera significativa las magnitudes de la interfase, por lo que el sometimiento de restauraciones INLAY de resina compuesta de uso directo a tratamientos de postcurado pudiera ser una alternativa a los sistemas para cerómeros de mayor costo utilizados en la actualidad. Se requiere de más estudios clínicos para determinar la eficacia de este tratamiento experimental y evaluar otros parámetros importantes como lo son los valores de resistencia mecánica para esta resina.

CONCLUSIONES

Es importante mencionar que los resultados del presente estudio fueron obtenidos a partir de una resina en específico (FILTEK Z350) bajo condiciones atmosféricas propias de la ciudad de México (altura, temperatura ambiental etc.) por lo que los datos obtenidos en base al tratamiento térmico de postcurado descrito en este estudio solo tienen validez en el lugar donde se realizó el mismo y solo describen el comportamiento de esta resina en particular.

Conforme a los resultados obtenidos a partir del presente estudio se puede concluir que:

1.-El tratamiento térmico con presión de 1.5 kg/cm^2 durante 20 minutos ocasionó que todas las muestras sufrieran contracción.

2.-Los resultados estadísticos de las pruebas ANOVA y Tukey no mostraron cambios estadísticos significativos entre los dos grupos.

3.-A pesar del aumento en la formación de “gaps” la contracción ocurrida posterior al tratamiento térmico no fue significativamente alta, por lo que no influyó de manera importante en la integridad de la interfase.

4.-De las imágenes obtenidas mediante microscopía se comprobó que no se formaron grietas ni fracturas en la resina FILTEK Z350 después de someterla a un tratamiento de postcurado, por lo que se presume que la temperatura y presión utilizada no ocasionó debilitamiento del material.

Por lo anterior la hipótesis planteada fue rechazada.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- 1.-Douglas R. Rodriguez G, Natalie A Pereira S. **EVOLUCIÓN Y TENDENCIAS ACTUALES EN RESINAS COMPUESTAS.** Acta Odontológica Venezolana Vol. 46. 2008.
- 2.-Ricardo Luis Machi. **MATERIALES DENTALES.**4ª Edición. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires Argentina 2009. Capítulo 1.
- 3.-Anusavice Kenneth J. **PHILLIPS LA CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES.**11ª Edición. Editorial Elsevier. España 2004. Pág. 283-311.
- 4.-Philips R.W. **LA CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES DE SKINNER .**9ª Edición. Editorial Interamericana. México 1986. Pág. 399-421
- 5.-Federico Humberto Barceló Santana, Jorge Mario Palma Calero. **MATERIALES DENTALES CONOCIMIENTOS BÁSICOS APLICADOS.** 2ª Edición. Editorial Trillas. México 2004. Pág. 103-126.
- 6.-José Guzmán H. **BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS DE USO CLÍNICO.** 3ª Edición. Editorial Ecoe. 2003. Pág. 223-232.
- 7.-Camps Alemany I. **LA EVOLUCIÓN DE LA ADHESIÓN A LA DENTINA.** Avances en la Estomatología. 11-17.2007.
- 8.-Gerard Kuger, Marco Ferrari. **THE SCIENCE OF BONDING: FROM FIRST TO SIXTH GENERATION.** Journal of the American Dental Association. 131. 20-25. 2011.

- 9.-Stanley L. Handelman , Zia Shey. **MICHAEL BUONOCORE AND THE EASTMAN DENTAL CENTER: A HISTORIC PERSPECTIVE ON SEALANTS.** Journal of Dental Research. 75. 529.1996.
- 10.-F. Gonçalves, C.S. Pfeifer,J.L. Ferracane, R.R. **FACTORS INVOLVED IN THE DEVELOPMENT OF POLIMERIZATION SHRINKAGE STRESS IN RESIN COMPOSITES: A SYSTEMATIC REVIEW.** Elsevier. Journal of Dental Materials. 962-970, 2006.
- 11.-J.W. Park, J.L. Ferracane. **RESIDUAL STRESS IN COMPOSITES WITH THE THI-RING-SLITTING APPROACH.** Journal of Dental Research. 85. 945-949. 2006.
- 12.-Roberto R Braga, J.L Ferracane. **ALTERNATIVES IN POLYMERIZATION CONTRACTION STRESS MANAGEMENT.** Journal of Applied Oral Science.12. 1-11 2006.
- 13.-Luis Felipe J. Schneider, 2 LarissaMaria Cavalcante Nick Silikas. **SHINKRAGE STRESSES GENERATED DURING RESIN COMPOSITE APLICATIONS: A REVIEW.** Journal of Dental Biomechanics. 2010.
- 14.-F. Gonçalves, C.S. Pfeifer,J.L. Ferracane, R.R. **FACTORS INVOLVED IN THE DEVELOPMENT OF POLIMERIZATION SHRINKAGE STRESS IN RESIN COMPOSITES: A SYSTEMATIC REVIEW.** Elsevier. Journal of Dental Materials. 962-970, 2006.
- 15.-Braga RR, Ferracane JL. **CONTRACTION OF STRESS RELATED TO DEGREE OF CONVERTION AND KINETICS.** Journal of Dental Research. 81:114–8. 2006
- 16.-Ivone L. Santana Edméa, Lodovic Jivaldo, R. Matos, Igor S. Medeiros, Caroline L. Miyazaki, Leonardo E. **EFFECT OF EXPERIMENTAL HEAT TREATMENT ON MECHANICAL PROPERTIES OF RESIN COMPOSITES.** Brazilian Dental Journal. 205-210.2009.

17.-Fernanda de Carvalho Panzeri, Brahim Drubi Filho, Luciana Assirati, Lucas da Fonseca Roberti SimonidesC. **POLIMERIZATION SHRINKAGE STRESS OF COMPOSITES PHOTOACTIVATED BY DIFFERENT LIGHT SOURCES.** Brazilian Dental Journal. 319-324. 2009.

18.-Schneider et al. **PHOTOELASTIC STRESS ANALYSIS OF POLIMERIZATION IN DENTAL COMPOSITES.** Journal of Brazilian Oral Research. 2. 45-52. 2008

19.-Jiménez de Miguel O.F. **LAS BANDAS EXTENSOMÉTRICAS PARA ANALIZAR EL ESTRÉS DE POLIMERIZACIÓN.** Revista de la Universidad Complutense de Madrid. 20-6. 279-288. 2009

20.-Caroline Lumi Miyazaki, Igor Studart Medeiros, Ivone Lima Santana, Jivaldo do Rosário Matos, Leonardo Eloy Rodrigues Filho. **HEAT TREATMENT OF A DIRECT COMPOSITE RESIN: INFLUENCE ON FLEXURAL STRENGTH.** Journal of Brazilian Oral Research 23.241.2009.

21.-Caroline Lumi Miyazaki, Igor Studart Medeiros, Ivone Lima Santana, Jivaldo do Rosário Matos, Leonardo Eloy Rodrigues Filho. **THERMAL CHARACTERIZATION OF DENTAL COMPOSITES BY TG/DTG AND DSC.** Journal of Thermal Analysis and Calorimetry. 102:361-367.2010

22.- Roth F.**LOS COMPOSITES.**1ª Edición. Editorial Mason. España Barcelona 1994. Pág 211-297

23.-Poskus et al. **INFLUENCE OF POST-CURE TREATMENTS ON HARDNESS AND MARGINAL ADAPTATION OF COMPOSITES RESIN INLAY RESTORATIONS: AN IN VITRO STUDY.** Journal of Applied Oral Science. 17.617-22. 2009

24.-Seyed Mostafa Mousavinasab, Kazem Khosravi, Nasrin Tayebghasemi. **MICROLEAKAGE ASSESSMENT OF CLASS V COMPOSITE**

RESTORATIONS REBONDED WITH THREE DIFERENT METHODS. Journal of Dental Research. 5(1): 21-26. 2008.

25.-Flavia Bittencourt, Bruno Barbosa, Leonardo César Costa, María Teresa Atta. **EFFECT OF THE NUMBER OF THERMOCYCLES ON MICROLEAKAGE OF RESIN COMPOSITES RESTORATIONS.** Journal of Restorative Dentistry. 17. 337-341. 2006

26.-MClean J, Fraunhofer JA Von. **THE ESTIMATION OF CEMENT FILM BY IN VIVO TECHNIQUE.** Brazilian Dental Journal 1971; 131:107-111.

27.-Schmalz G, Federlin M, Reich E. **EFFECT OF DIMENSION OF LUTING SPACE AN LUTING COMPOSITE ON MARGINAL ADAPTATION OF CLASS II CERAMIC INLAY.** Journal of Prosthetic Dentistry. 1995; 73(4):392-9.

28.-Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. **EFFECT OF IRRADIATION TYPE (LED or QTH) ON PHOTO-ACTIVATED COMPOSITE SHRINKAGE STRAIN KINETICS, TEMPERATURE RISE AND HARDNESS.** European Journal Oral Science. 2002; 110(6):471-9.