

5



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

INFLUENCIA DE LA PRESIÓN DURANTE LA
POLIMERIZACIÓN
EN LOS NIVELES DE CONTRACCIÓN DE RESINAS
COMPUESTAS.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA

PRESENTA:

MARCOS ANTONIO AGUILAR LEONIDES.

TUTOR:

C. D. M. O. JORGE MARIO PALMA CALERO

29/985

VºBº *Juo*



México, D.F.

2001



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.

AGRADECIMIENTOS

Antes que a nadie quiero agradecer a Dios que puso a mi lado a una excelente familia, incondicionales amigos, a la mejor Universidad, a compañeros inteligentes y capaces profesores por brindarme su dedicación, paciencia, amistad, educación y sobre todo amor para ayudarme a la formación tanto personal como profesional.

Agradezco a mis Padres por su gran sacrificio, responsabilidad y sobre todo el Amor que me han tenido para poder formarme como hijo y como persona.

A mis hermanos Lalo y Liz que tanto respeto, apoyo y Amor me han ofrecido durante toda la vida.

A mi familia: Mis Abuelos, Tíos, Primos y especialmente a mi Abuelita Lola y Abuelita Pina† que tanto amor y cariño me han brindado y les he tenido durante toda la vida.

A mis Amigos del departamento 201, compañeros de la Universidad y Preparatoria que tanto respeto, amistad y compañerismo me han demostrado incondicionalmente ante cualquier circunstancia.

Por último y sin desmeritar el orden de mención, agradezco grandemente a mis Profesores de la Universidad Nacional Autónoma de México y a esta excelente Institución por su importante colaboración académica y educativa para llevar a cabo la labor de mi preparación profesional como Cirujano Dentista para el servicio de la sociedad y formación como persona durante los estudios de mi carrera.

A todos muchas gracias...



INDICE

	Págs.
<u>INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES</u>	
SISTEMA DE RESINAS.	
1. GENERALIDADES.	2
1.1. Composición.	3
1.1.2. Matriz.	4
1.1.3. Relleno.	5
1.1.4. Agentes adhesivos.	5
1.1.5. Coadyuvantes.	5
1.1.6. Inhibidores.	6
1.2.1 Especificaciones de acuerdo a la Norma número 27 de la ADA / ANSI acerca de las resinas compuestas	6
1.2.2 Sorción acuosa.	7
2. CONTRACCIÓN DURANTE LA POLIMERIZACIÓN.	7
2.1 Generalidades.	7
2.2 Contracción.	9
2.3 Proceso de la contracción.	9
2.4 Unión dentinaria y la contracción de polimerización.	10
2.5 Fallas producidas por el proceso de contracción.	11
2.6 Los rellenos y la contracción.	12
- Microrellenos aglomerados.	
2.7 Observaciones de la contracción.	13
2.8 Tensión y fuerzas de contracción.	14

2.9 Fuerzas internas de contracción.	15
- Fuerzas de contracción.	
2.10 relación de la contracción de polimerización y la elasticidad de los composites fluidos.	16
2.11 Relación de la resistencia de las resinas compuestas con la contracción de polimerización.	17
- Aparición de líneas blancas en los márgenes.	
2.12 Dirección de la contracción.	18
2.13 Medición de la contracción.	18
3. DISMINUCIÓN DE LA CONTRACCIÓN.	19
3.1 Relación de contracción con absorción higroscópica.	21
3.2 Relación de la técnica de grabado ácido y la contracción.	21
3.3 Relación de los insertos de mega relleno con la contracción de polimerización.	23
3.4 Reducción de las tensiones de la contracción a través de partículas de microrelleno sin adhesivo.	24
3.5 Efectos de la exposición de la irradiación de curado para disminuir la contracción de polimerización.	25
3.6 Consideraciones clínicas sobre la colocación del composite para disminuir la contracción de polimerización.	26
- Fotopolimerización en una sola capa.	
- Fotopolimerización en una sola capa.	

4. ESPECIFICACIONES DE LA ASOCIACIÓN DENTAL AMERICANA ACERCA DE LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN.	28
5. CONSIDERACIONES CLÍNICAS RELACIONADAS CON LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN.	29
5.1 Proceso operatorio de colocación de resinas compuestas para disminuir la contracción de polimerización.	33
5.1.1 Diseño de la cavidad.	34
5.1.2 Colocación de la resina (técnica de polimerizado por capas).	34
5.1.3 Efecto de la aplicación de presión durante la polimerización.	36
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	38
JUSTIFICACIÓN.	39
OBJETIVOS.	40
- Objetivos generales.	
- Objetivos específicos.	
METODOLOGÍA.	41
- Material.	
- Método.	
- Tablas de resultados.	
CONCLUSIONES.	52
BIBLIOGRAFÍA.	53



INTRODUCCIÓN Y ANTECEDENTES

SISTEMAS DE RESINAS

1. GENERALIDADES.

Desde el advenimiento de los nuevos materiales de restauración estéticos, hoy en día tenemos una gran variedad de estos materiales en odontología; estas resinas, que a menudo se conocen como plásticos y cuya denominación más correcta es la de polímeros compuestos o reforzados, han tenido un gran impacto en la odontología, y hoy en día son los materiales de elección para la restauración dentaria estética.

Estos polímeros están formados por moléculas de monómeros iguales o diferentes, que contienen enlaces dobles de carbono formando un radical libre (muy activo), dando como resultado grandes cadenas poliméricas, bajo un sistema de iniciación físico o químico activado por la polimerización (enlace químico), este proceso continúa teóricamente hasta que todos los enlaces hayan sido polimerizados y así hasta obtener una resina compuesta.

Ya realizada la polimerización podemos obtener tres tipos básicos de estructuras tridimensionales: uno lineal (enlaces dobles de cadenas de monómeros simples), otro ramificado y uno más de cadenas cruzadas o entrelazadas (enlaces dobles en ambos extremos con monómeros difuncionales que pueden unirse a dos ramas lineales). Estas últimas son más viscosas, absorben menos cantidad de agua, tienen mayor resistencia a la contracción y tienen mejores propiedades de resistencia a las fuerzas compresivas y traccionales, en resumen tienen mejores propiedades físicas.

A principios de los años sesenta se introdujo un nuevo tipo de resina, que fue resultado de la reacción de polimerización entre la molécula Bisfenol A y un Glicidil metacrilato (Bis-GMA). A principios de los años setenta se formuló un sistema de curado por medio de luz ultravioleta, resultado de un trabajo de tiempos controlados y aumento de las propiedades físicas mejoradas y que hasta el momento ha sido uno de los sistemas de polimerización con mayor eficacia y que produce un polímero con adecuadas propiedades físicas.

El Dr. Bowen, trabajó originalmente en mayor parte con resinas composites con relleno. Su resina Bis-GMA era mas grande y menos hidrofílica que las resinas de metacrilato previas. Estas propiedades redujeron la contracción de polimerización y la absorción de agua del composite resultante, que son dos de las principales desventajas de las resinas compuestas, especialmente la contracción durante la polimerización.

El BIS-GMA se forma a partir de tres monómeros polimerizados juntos, técnicamente llamado oligómeros. Se trata de una resina viscosa que se utiliza por lo general con una de menor molécula como el trietilenglicol dimetacrilato (TEDMA) para disminuir su viscosidad. El Bis-GMA tiene dos dobles enlaces reactivos en ambos extremos, al igual que el TEDMA, este enlace los convierte en monómeros difuncionales. Cuando estos dos monómeros polimerizan juntos se obtiene un polímero fuertemente entrecruzado. Este copolímero es la matriz de resina que se utiliza con mayor frecuencia en los composites actuales.

1.1 Composición.

Los composites generalmente se componen de una matriz de resina orgánica (30 al 50%), partículas de relleno (fase dispersa de alta resistencia y en porcentajes variables), coadyuvantes (iniciadores de la polimerización: activadores, aceleradores e inhibidores) así como también estabilizadores,



absorbentes anti-UV, pigmentos y agentes de acoplamiento (unión resina/relleno).

1.1.2 Matriz:

Bis-GMA se obtiene de 3 moléculas base: bisfenol A, alcohol glicídico y ácido metacrílico.

Esta molécula contiene:

- ciclos aromáticos = rigidez a la molécula.
- Radicales hidroxilo para formar los puentes de hidrógeno = viscosidad.
- Dos radicales metacrílicos en cada extremo = baja reticulación.
- La supresión de alcohol glicídico que suprime los radicales hidroxilo = disminuye la viscosidad dando como resultado el Bis-GMA.
- Los derivados metacrílicos de etilenglicol suprimen los ciclos aromáticos = reduce la rigidez.
- Algunas matrices contienen una asociación de Bis-GMA y monómero que contiene uno o mas radicales de uretano.

*Es posible modificar las propiedades de: rigidez, viscosidad, reticulación, adherencia y contracción de polimerización a partir de la modificación de los radicales cíclicos, dobles enlaces o radicales hidroxilo, amina o éter así como también la longitud de las cadenas carbonadas.

*La presencia de la amina secundaria provoca la formación de puentes de hidrógeno.

Actualmente encontramos un avance en cuanto a la composición y evolución de las resinas compuestas, esto último es reciente en el BIS-GMA (Bowen-LEE) en la nueva era de Restodent (SP2, SP4), que en lugar de presentar los 2 enlaces reactivos, presentan 4.

1.1.3 Relleno:

Los rellenos son necesarios por varias razones: mejorar la resistencia a las fuerzas compresivas, modificación de las propiedades físicas y radiopacidad, reducir el coeficiente de expansión térmica y minimizar la contracción de polimerización.

Los siguientes compuestos les dan las propiedades de resistencia mecánica y física:

- Vidrios, cerámica o cuarzo (resinas tradicionales o macrorelleno de 5 – 30 micras de forma irregular extendida)
- Sílice coloidal o “aerosils”, sílice pirolítico o pirógeno (microrrelleno < 1 micra = 0.04 micras de forma redonda).
 - Los microrrellenos y macrorellenos pueden combinarse denominándoseles rellenos híbridos, obteniendo así mejores ventajas en sus propiedades mecánicas y físicas.

1.1.4 Agentes adhesivos.

Se encargan de la unión entre las dos fases de matriz y relleno, coadyuvando a brindarles mejores propiedades físicas y mecánicas, y se tratan generalmente de silanos (metacrilato-oxipropil-trimetil-silano) haciendo los enlaces de tipo covalente.

1.1.5.- Coadyuvantes.

Realizan la función de reacción de la polimerización que puede ser de tipo químico o fotoquímico, haciendo una abertura de los enlaces dobles por mediación de los radicales libres.

Activación química: Llevan a cabo la inducción de los radicales libres.

- Hidroxiperóxidos y peróxidos.
- Compuestos nitrogenados.

Activación fotoquímica (fotopolimerización): Se utilizan paquetes de energía lumínica de aproximadamente 460 nm, que aportan la energía necesaria para la activación de iniciadores..

- Fotoactivadores: derivados de la benzoína, benzofenona, acetofenona y dicetona.
- Fotoactivadores UV: éter metílico de benzoína
- Fotoactivadores de luz blanca. Dicetona o cánforoquinona (0.2%) con una amina orgánica (420 – 460 nm).
- Activación fotoquímica por rayo láser: Se utiliza un haz de luz coherente de argón de 7 mW.

1.1.6 Inhibidores:

Controlan los periodos de activación para poder conservar el producto almacenado y son:

- Las quinonas.

1.2.1 Especificaciones de acuerdo a la Norma número 27 de la ADA/ANSI acerca de las resinas compuestas.

Clasificación.

Los materiales de restauración a base de resina según la Norma se clasifican de la siguiente manera:

Clase A: Materiales que pretenden su uso por medio del manufacturero como apropiado para las restauraciones de cavidades donde involucran a las superficies oclusales⁷.

Clase B: Todos los otros materiales para restauración.

Tipo 1: Materiales químicamente curados, es decir, aquellos materiales donde la colocación es efectuada mezclando un iniciador y un activador.

Pero excluyendo a aquellos materiales donde su colocación sea efectuada con la aplicación de energía (materiales de curado dual)⁷.

Tipo 2: Materiales activados con energía externa, es decir, aquellos materiales que para su colocación es utilizada la aplicación de energía, tales como luz azul e incluyendo aquellos materiales los cuales también contienen un iniciador químico y un activador (materiales de curado dual)⁷.

1.2.2 Sorción acuosa.

De acuerdo a lo determinado por la Norma número 27, la sorción acuosa de los materiales a base de resina tipo 1 y tipo 2 no deben ser mayores a 50 microgr/mm³. Estos valores nos relaciona con la contracción de polimerización por la cantidad de expansión higroscópica que nos puede producir la sorción y que podría desencadenar una compensación del volumen perdido de la resina compuesta producto de la contracción de polimerización⁷.

2. CONTRACCIÓN DURANTE LA POLIMERIZACIÓN.

2.1. Generalidades.

Al restaurar un diente y con el propósito de tener un buen sellado marginal, no debe existir un desajuste entre el diente y la restauración. La perfecta adaptación debe ser obtenida durante la colocación del material y debe mantenerse durante el ciclo dinámico de la función . Desafortunadamente, materiales como las resinas compuestas no mantienen a largo plazo la adaptación original.

Desde el inicio de la colocación del material, la estabilidad dimensional de la restauración está comprometida con la reacción de polimerización de la fase

matriz. La conversión de las moléculas de monómero a una cadena de polímero está acompañada de un empaquetamiento muy íntimo entre las moléculas, las cuales, rigen el cambio de volumen que produce la contracción. La reducción del volumen es usualmente conocido como contracción de curado o contracción de polimerización¹¹.

Las resinas compuestas son las que más se utilizan en las restauraciones estéticas o de colores similares al diente, tanto para dientes anteriores, en la mayoría de los casos, como en dientes posteriores en un porcentaje menor. Durante años se han ido mejorando las propiedades químicas y físicas de las resinas compuestas, de hecho, actualmente se han convertido en los materiales de mayor difusión para restauraciones estéticas.

El buen ajuste de color y la posibilidad de ser pulidas constituyen las principales ventajas de las resinas de obturación directa. Las desventajas se derivan de la intensa contracción durante la polimerización y de su alto coeficiente de expansión térmica. Ambas características conducen a una pobre adaptación marginal, micro filtración, sensibilidad pulpar y una elevada incidencia de caries recurrente. Además, estas resinas son blandas y tienen, por lo tanto, una dureza de superficie pobre y una incidencia alta de fracturas con índice de desgaste importante en las zonas funcionales.

Las resinas compuestas generalmente se clasifican en macrorelleno, microrelleno e híbridas de acuerdo a tipo de relleno que se encuentra en su composición; este, modifica las propiedades físicas, brindándoles mejores características, mejorando su función y calidad.

2.2 Contracción.

El problema de la contracción de polimerización es uno de los puntos críticos dentro de la estructura de la matriz del composite, y es un fenómeno que ocurre siempre durante la reacción de endurecimiento o curado de las resinas.

La colocación de los materiales a base de resinas compuestas restaurativas comunes, siempre está acompañado por una contracción volumétrica dimensional, debido a la formación de corta alineación de los enlaces covalentes entre las unidades del monómero. Esto usualmente trae como consecuencia la formación de espacios o brechas alrededor de los márgenes de una cavidad, dando como resultado micro fracturas y su posible secuela de irritación pulpar, sensibilidad térmica y caries secundaria. De hecho, se manifiesta que la contracción de polimerización puede ser uno de los principales factores que determinan la biocompatibilidad de las restauraciones compuestas. Esto puede tener consecuencias adversas en la calidad de la restauración final.

La contracción de polimerización también puede producir otros problemas cuando se adhiere la resina al esmalte cervical. La contracción es suficientemente fuerte como para desgarrar partes del esmalte desde la parte cervical hacia la parte central de la masa de la resina, desprendiéndose así y dejando el espacio propicio para que se produzcan las microfiltraciones.

2.3 Proceso de la contracción.

Durante la polimerización, las distancias de los monómeros permanecen equidistantes entre ellos, equivalente a 4 nm de distancia (distancia de Van der Waals) distribuidas en el espacio intramolecular. Al final de la polimerización (química o física) estas distancias se reducen hasta dar como resultado una distancia de un enlace covalente, que es aproximadamente 3 veces menor, y que es producto de la reacción de la energía aplicada en los

enlaces que reaccionan durante la polimerización y a las reacciones de los enlaces que existen entre los monómeros. La contracción será directamente proporcional al volumen de la resina.

Las magnitudes de la contracción, que se han medido en dientes extraídos y fueron dependientes de la composición de las resinas, tal como el contenido del monómero.

La reacción de polimerización de los componentes del líquido de una resina compuesta dentro de una matriz sólida da como resultado la contracción de polimerización.

Se han obtenido muchas medidas en cuanto a la contracción de polimerización de una resina compuesta in Vitro y se han reportado dentro de un rango desde 0.2 a 0.9 de contracción lineal y desde 1.7 a 5.7 de contracción volumétrica. Estos resultados han estado influenciados por los propios métodos de medición utilizados en los estudios, que en muchas ocasiones han provocado gran controversia.

2.4 Unión dentinaria y la contracción de polimerización.

La contracción debida a la polimerización es un hecho que tiene lugar en todas las resinas compuestas, y se inicia inmediatamente después de que comienza la polimerización. Se ha demostrado, en investigaciones hechas por Lutz en 1985, in Vitro, que la fuerza debido a la polimerización tiende a despegar a la resina de las paredes cavitarias y puede superar a la fuerza de unión con la dentina.

Cuando los fabricantes ponen a prueba a los agentes de unión a la dentina, y lo hacen en estudios in Vitro, las fuerzas de polimerización están minimizadas, ya que por lo general se ensayan sobre superficies planas en las que el agente de unión a dentina no tienen que competir con la

contracción de polimerización de la resina y no arrojan resultados que reflejen con veracidad las condiciones clínicas. Este tipo de pruebas son diferentes a las condiciones que se presentan en la práctica clínica donde el composite se coloca en una cavidad conformada casi siempre por paredes opuestas, donde el agente de unión a dentina sí debe competir con la contracción de polimerización de la resina para formar la unión.

Debido a esta diferencia básica entre los estudios in Vitro y la situación clínica, es obvio que la fuerza de unión que se obtiene en clínica con un agente de unión a la dentina es siempre menor de la que indican las pruebas de laboratorio. Incluso en muchas situaciones clínicas es probable que no llegue a formarse la unión a la dentina y que aparezca por lo tanto, una abertura debido a la contracción en el margen de la dentina y la resina. La expectativa que produjo la aparición de estos productos respecto a la unión dentina-resina se han tornado en decepción para muchos clínicos, ya que la sensibilidad postoperatoria sigue siendo un problema incluso utilizando las nuevas técnicas de adhesión. La contracción de polimerización y su efecto sobre las superficies dentinales pueden reducirse utilizando las técnicas de obturación por incrementos que posteriormente analizaremos⁶.

2.5 Fallas producidas por el proceso de contracción.

Las fallas cohesivas en las resinas compuestas pueden ocurrir especialmente cuando las contracciones de polimerización son comparativamente grandes, como en el caso de las resinas compuestas con microrrelleno. Los estudios de la microestructura de las resinas compuestas también indicaron fallas cohesivas en la matriz de la resina, y en la interfase del relleno con resina. Se ha observado que puede haber una combinación entre las fuerzas de contracción de polimerización y la presión osmótica de la degradación hidrolítica de los rellenos, resultando así una falla cohesiva dentro del sistema de la resina compuesta en un periodo de tiempo determinado. El efecto de las fuerzas de contracción de este modo pueden

actuar en el funcionamiento clínico de las restauraciones de resinas compuestas y los efectos pueden ser manifestados después de meses de uso in Vivo.

2.6 Los rellenos y la contracción.

El contenido final del relleno inorgánico de una resina compuesta es alrededor de 50% en peso (o 30 a 40% en volumen), pero si las partículas de compuesto se cuentan como partículas de relleno se aproxima a 80% en peso (cerca del 60% en volumen), Esta es una consideración importante para entender ciertas propiedades de estos materiales, en especial en la contracción volumétrica durante el polimerizado.

Un compuesto con microrelleno, a pesar de tener menor fracción de volumen de relleno inorgánico que los compuestos convencionales, no se contrae tanto como se espera en el total del volumen de la resina⁴.

La presencia de partículas de relleno reduce la contracción de polimerización, disminuye el coeficiente de expansión térmica e incrementa la dureza. Las partículas de relleno más comunes están compuestas de cuarzo cristalino, sílice pirolítico (como Airosil), silicato aluminico de Litio, vidrio de silicato, vidrio de Boro y vidrio de Bario. Todos estos materiales tienen gran dureza, son químicamente inertes y tienen un índice de refracción y opacidad muy semejantes al de la estructura dentaria. Los composites de macrorelleno convencionales utilizan como relleno cristales de cuarzo y metales pesados, mientras que los de microrelleno utilizan sobre todo el sílice pirolítico⁶.

La contracción de polimerización es ligeramente mayor en los microrrellenos que en los macrorellenos, y por lo tanto los primeros son más sensibles a la técnica de colocación, acabado y pulido. Si no se presta atención a los procedimientos de colocación, pueden aparecer un gran número de "líneas

blancas" y porosidades marginales. En general, aunque el relleno inorgánico puede ser sólo del 30 al 50% del peso, estos materiales tienen ya un relleno de resina prepolimerizada alrededor del 70 % que no va a contraerse. La cantidad de resina que polimeriza durante el curado de un microrelleno es ligeramente mayor que en algunos macrorellenos⁶.

Microrrellenos aglomerados.

Estos materiales se producen con aglomerados de microrelleno que se elaboran combinando y aglomerando partículas de sílice de 0.04 micrones en gránulos de 0.07 o 0.2 micrones o complejos aún mayores de 3 a 5 micrones. Esto se obtiene calentando las partículas de Aerosil justo por debajo de su punto de fusión y permitiendo que se agrupen, técnicamente a este proceso se le denomina *sinterización*.

A los microrellenos aglomerados también se les consideran microrrellenos, ya que se forman a partir de Aerosil de 0.04 micrones. En algunos composites, estos gránulos se añaden directamente a la resina. Los gránulos de resina prepolimerizada se utilizan más comúnmente junto con los *rellenos de resina prepolimerizada* desmenuzados (RRP). Combinando estos dos métodos, puede incorporarse al composite la máxima cantidad de relleno. En presencia de calor pueden añadirse a la resina grandes cantidades de gránulos aglomerados, obteniendo con ello partículas de resina con mayor cantidad de relleno. También se añaden gránulos aglomerados adicionales a la matriz de resina circundante. La utilización de RRP contribuye al control de la contracción de polimerización⁶.

2.7 Observaciones de la contracción.

Davidson y De Gee en 1984, observaron que siempre se encuentran espacios de contracción después de la polimerización en la superficie dentinal, cuando no hay adherencia del composite a la dentina con la presencia de adhesivos dentinales, a pesar de que el composite fluye durante la polimerización y permanece con buena adaptación marginal.



2.8 Tensión y fuerzas de contracción.

Aún cuando la contracción de polimerización es causa de problemas de conservación de una restauración en la cavidad dental, la tensión provocada por la contracción debe ser vista como el mecanismo responsable de la mayoría de los problemas relacionados con las restauraciones en la clínica dental. Aquella tensión puede causar una separación desde las paredes de la cavidad o fracturas cohesivas en las estructuras dentarias.

Las tensiones se presentan cuando la contracción es obstruida o impedida, es decir, cuando el material está lo bastante rígido para negarse u oponerse al cambio del estado elástico a un estado plástico y es mantenido en su volumen original. Esto quiere decir que el material se niega a ser llevado de un estado físico a otro, de un volumen original a un volumen alterado, producido por un cambio físico al momento de pasar de un estado plástico a un estado rígido, es decir, se trata de una oposición al cambio dimensional brusco.

No obstante la fuerza y la resistencia que presentan los materiales al cambio dimensional y físico, la contracción se involucra y toma lugar, por la simple razón de que es físicamente inevitable, a no ser que las estructuras que rodean al material adherido durante la contracción, proporcionen suficiente elasticidad, pero se fracturarían para compensar la reducción del volumen y así crear espacios abiertos. La magnitud de las fuerzas de contracción son dependientes no solo del consentimiento de las estructuras que rodean al diente, sino también de la naturaleza de la contracción del material, es decir, de las propiedades de visco elasticidad. A un valor de contracción determinado, el material más rígido podría acusar la mayor tensión.

La tensión y fuerzas de contracción pueden también ser transferidas a través de las interfaces del adhesivo o a las superficies externas donde ocurre la

deformación. La tensión interna manifestada en una restauración con resina es directamente dependiente de su volumen y condiciones que la limitan, donde el volumen del área de superficie adherida es un factor gobernante.

2.9 Fuerzas internas de contracción.

Se han reportado también algunas fuerzas de relajación debido a la fluidez de las resinas compuestas. Cuando esas fuerzas internas exceden de las fuerzas adhesivas entre la resina y el tejido dental, ocurre un tipo de falla correspondiente. Una falla interfacial puede dar como resultado espacios marginales entre la restauración de la resina compuesta y la estructura dental que la rodea, produciéndose así, una posible y subsecuente microfiltración, invasión bacteriana, sensibilidad pulpar y caries secundaria.

Fuerzas de la contracción.

Las fuerzas de contracción se manifiestan durante la contracción de polimerización y la magnitud de estas fuerzas está influenciada por los volúmenes de las restauraciones. Las fuerzas de contracción causan tensiones internas en la resina compuesta. Los resultados de estas fuerzas son dependientes de las magnitudes relacionadas entre las fuerzas interfaciales adhesivas de las resinas compuestas y los agentes cementantes a la estructura del diente, así como también de las fuerzas cohesivas de la estructura dental, de las resinas compuestas y de los agentes cementantes. Hedgahl y Gjerdet en 1977, argumentaron que las fuerzas de contracción de polimerización son muy bajas comparadas con las fuerzas tensiles que soporta el esmalte, y que oscilan entre 20 y 40 Mpa. Las fuerzas producidas por la contracción de polimerización de los composites fueron reportados por Bowen en 1967, y llegaron a mediar hasta 2.4 Mpa. Mas recientemente, fuerzas de contracción desde 2.8 a 3.9 Mpa han sido reportadas para resinas compuestas convencionales y con microrelleno. Bowen en 1983 obtuvo valores muy altos: 6.1 a 6.4 Mpa para resinas de microrrelleno y 5.5 a 7.3 Mpa para composites convencionales³.

Sin embargo el efecto de las fuerzas producidas durante el endurecimiento de los materiales de composite permanecen todavía en controversia³.

2.10 Relación de la contracción de polimerización y la elasticidad de los composites fluidos.

La magnitud y cinética de la contracción de polimerización, junto con el módulo de elasticidad, pueden ser predictores potenciales de fallas en la adhesión de las restauraciones dentales. Los valores de la contracción de polimerización se obtuvieron en imágenes registradas en videos digitales antes y después del curado con luz ultravioleta. Los composites fluidos generalmente mostraron mayor contracción que los composites tradicionales no fluidos. Mientras más densamente se presenten los rellenos adhesivos, habrá menor contracción que en las resinas con ligero relleno. El módulo elástico de los composites fluidos estuvo clasificado desde un valor bajo hasta uno medio: los composites híbridos mostraron los valores más altos y los de microrelleno los más bajos. Los adhesivos más densamente rellenos fueron más rígidos que los adhesivos con ligero relleno.

La mayor contracción de los composites fluidos por encima de los híbridos puede indicar un potencial para aumentar las fuerzas interfaciales, es decir, mayor microfiltración en la interfase de la resina y el diente.

El composite de microrelleno mostró menor contracción y menor rigidez, esta es una combinación que puede proporcionar un menor daño a la interfase del diente y la restauración¹⁰.

2.11 Relación de la consistencia de las resinas compuestas con la contracción de polimerización.

Se han hecho comparaciones en el laboratorio entre la consistencia que muestran las resinas compuestas en diferentes presentaciones y la contracción de polimerización, obteniéndose significantes resultados.

Se utilizaron cinco marcas de resinas compuestas de tipo jeringa y de tipo carpule, se asignaron de dos a tres jeringas de cada marca y se utilizaron 15 composites de tipo carpule y se realizaron las medidas para valorar la contracción lineal de polimerización en un linometro adaptado a la medida.

En este linometro se midió la contracción de polimerización a través del desplazamiento que sufrió una placa de aluminio causada por la contracción lineal del composite, que fue registrado por una computadora cada segundo durante 90 segundos.

Los resultados que se obtuvieron fueron interesantes: los composites de tipo jeringa mostraron consistencia similar en casi todas las marcas en la cantidad de contracción de polimerización, en cambio, la contracción lineal de la resina compuesta en la presentación de tipo carpule Tetric Ceram, mostró mayor consistencia comparada con los composites tipo jeringa, esto determinó que la cantidad de contracción lineal de polimerización varía entre las diferentes presentaciones de los materiales.

Esto demuestra que el uso de los composites tipo carpule están recomendados en vez del uso de los de tipo jeringa, por la consistencia en su contracción lineal¹³.

Aparición de líneas blancas en los márgenes.

Si su restauración de composite tiene algunos márgenes finos en "filo de navaja", con frecuencia observará una línea blanca en este margen. Los microrrellenos generalmente producen más líneas blancas en los márgenes

que los materiales con mayor porcentaje de relleno. La causa precisa de este fenómeno no ha sido establecida todavía. Las investigaciones de laboratorio sugieren que los márgenes con líneas blancas que se ven primeramente en las visitas de seguimiento, están relacionados con la gran disparidad entre el coeficiente de expansión del diente y de la restauración. Se cree que las líneas blancas que se ven inmediatamente después de la colocación de la restauración, están relacionadas con las técnicas de acabado que hacen que los flecos del esmalte se rompan por la tensión que se produce durante la contracción de la polimerización del composite⁶.

2.12 Dirección de la contracción.

Varios composites han estado exhibiendo una contracción de polimerización desde un valor de 1.67 a 5.68 % del volumen de la restauración. Los materiales fotocurados mostraron contraerse mucho menos que los autopolimerizados. Los composites fotoactivados se contraen hacia las superficies externas de las restauraciones, lo mas cercano a la fuente de luz, resultando un desajuste de la región marginal. En contraste a las resinas químicamente activadas, donde la contracción ocurre hacia el centro del material. En ambos casos las mismas fuerzas internas se producen en la restauración. Esas fuerzas son probablemente las causantes de micro fracturas y posiblemente espacios marginales entre la restauración y la pared de la preparación de la cavidad³.

2.13 Medición de la contracción.

La contracción en la polimerización de las resinas compuestas ha sido medida por varios métodos. Lee en 1969 y Henghal y Gjerdet en 1977 han descrito métodos para medir la contracción lineal de polimerización. Smith y Schoover en 1953 describen un método de medida volumétrica de la contracción usando un dilatómetro con relleno de mercurio en un capilar. Esto también fue usado por Bowen en 1963 y Dennison y Craig en 1972 .Sin

embargo, todos estos métodos tienen la desventaja de usar mercurio tóxico. Bandy Opadyay en 1982 describió un dilatómetro de agua en un capilar el cual también fue usado por Goldman en 1983, así es que se describen varios métodos para medir la contracción de las resinas.

Actualmente, el método más eficaz consiste en un transductor que transfiere señales a un programa computacional que se registra en pantalla y los datos son graficados. El método fue ideado por el Dr. Watt de la Universidad de Manchester, Inglaterra.

Un método simple para medir la contracción de polimerización de las resinas compuestas fue probado en la Universidad de Melbourne, Australia, donde se utilizó un picnómetro de gas para determinar los volúmenes de las muestras, antes y después de la fotopolimerización, obteniendo así la contracción volumétrica total. Los estudios se hicieron sobre cuatro composites comerciales que mostraron tener una variación de contracción de polimerización desde 1.6 a 2.5 %. Se encontró que el método es un sistema simple y eficiente para reproducir los resultados correctamente con un margen de error de aproximadamente un 10 %. Este método es en especial apropiado para determinar la contracción de polimerización en aquellos materiales donde existe la sensibilidad o la capacidad de absorción acuosa¹².

3. DISMINUCIÓN DE LA CONTRACCIÓN.

Fue Ray Bowen, quien desarrolló en 1962 el componente de la resina que tanto uso tiene en nuestros días. Nos referimos al Bis-GMA. Los materiales de Bis-GMA usualmente han sido formulados con una alta proporción de partícula grande, pesada y menos hidrofílica para producir composites de alta resistencia, semejándose a la sustancia del diente⁶. Una alta proporción de cerámica minimiza la contracción volumétrica en la polimerización, la cual

es incrementada por el aumento de la cantidad de monómeros de bajo peso molecular adicionados a la matriz de Bis-GMA. Es por eso, la disminución entre la asociación de la filtración marginal, la expansión térmica y la contracción durante la polimerización de esos rellenos que son en muchas ocasiones el cuarzo fundido del silicato, vidrios especiales, el Litio, Aluminio o Silicato, que tienen un coeficiente de expansión térmica de cero y que brindan un menor cambio dimensional térmico del composite con un valor muy semejante a la sustancia del diente.

La razón por la que muchos fabricantes han preferido a las resinas Bis-GMA sobre los metacrilatos y dimetacrilato de uretano, es porque tienen una estructura aromática que incrementa su rigidez, su resistencia a la compresión y disminuye la absorción de agua, y lo más importante para nosotros, es que estas resinas tienen moléculas mayores que dan lugar a menor contracción de polimerización que las resinas de metacrilato con una menor molécula⁶.

Los materiales más recientes con microrrelleno (Isopast) contienen solo cerca de un 25 % de relleno microfino, el cual fue incorporado al monómero y polimerizado. Este polímero contiene un relleno dispersado y fue utilizado para presentarse en forma de pasta con monómero. La presencia de este relleno orgánico, es una ayuda para reducir la contracción de polimerización de materiales que contienen de un 45 a 50% de relleno microfino.

Los composites que llevan cuarzo inorgánico o relleno de vidrio, se denominan composites de macrorelleno, porque las partículas inorgánicas de relleno son muy grandes. En los composites de macrorelleno primitivo, el tamaño de las partículas de relleno inorgánico oscilaba entre los 15 y 100 micrones⁶. Hoy se disponen de nuevos composites cuyo tamaño de la partícula es de 0.6 micrones. Con la adición de partículas de relleno

inorgánico a la matriz orgánica (el refuerzo de partícula) se consiguieron mejorar la contracción de polimerización, disminución del coeficiente de expansión térmica así como también aumentar la dureza y resistencia a la compresión y tracción, menor absorción de agua y mayor rigidez³.

3.1 Relación de contracción con absorción higroscópica.

El estudio del comportamiento de los composites hace énfasis en la contracción de polimerización y también menciona que las resinas absorben una cantidad de agua y que por eso se expanden.

La expansión higroscópica de varias resinas compuestas ha sido reportada con un valor promedio de 0.07 a 0.08 % . Es posible afirmar que las resinas compuestas tengan las mismas cantidades de contracción de polimerización y expansión higroscópica y así mantener un equilibrio en el cambio volumétrico. Pero la situación ideal podría ser que las cantidades mínimas de cambios volumétricos compensen sus proporciones de contracción y expansión volumétrica sin cambios dimensionales durante estos procesos³. Pero la cantidad del cambio volumétrico es completamente diferente entre ellos, siendo mucho mayor la magnitud de contracción volumétrica que la expansión higroscópica y por lo tanto no se produciría esta compensación volumétrica³.

3.2 Relación de la técnica de grabado ácido y la contracción.

En 1995, Michael Buonocuore publicó un artículo en el Journal of Dental Research titulado: " Un método simple para incrementar la adhesión de los materiales de obturación acrílicos a la superficie del esmalte". En este artículo daba a conocer su descubrimiento: cuando el esmalte era tratado con un ácido y luego lavado con agua, se formaban micro porosidades en la superficie del esmalte. Buonocuore demostró que las resinas acrílicas autopolimerizables se unían a la superficie del esmalte previamente tratado con el ácido, por medio de un engranaje micro mecánico resultante de la

proyección de la resina sobre las porosidades del esmalte creadas por el tratamiento con el ácido. A pesar de la importancia de este descubrimiento, el trabajo de Buonocure pasó inadvertido durante 15 años. En 1971 la compañía L.C. Caulk introdujo en el mercado el Nuva-System activado por luz ultravioleta, que fue uno de los primeros composites que utilizaban el grabado ácido para unir la resina compuesta al esmalte. Fue después de la aparición del sistema Nuva, cuando la utilización del grabado ácido utilizado para la unión del composite al esmalte, comenzó a ganar adeptos.

En la técnica de grabado ácido se trata el esmalte con un ácido que elimina aproximadamente unos 10 micrones de la superficie y que disuelve selectivamente las terminaciones de los prismas del esmalte restante. Esto produce una superficie porosa de 25 a 75 micrones de profundidad que actúa como un sistema de canales dentro del cual puede fluir una resina sin relleno. El grabado ácido del esmalte incrementa el área de superficie más de dos mil veces, con lo que se obtiene una traba mecánica entre la resina y la superficie dentaria. Las resinas de baja viscosidad que se usan actualmente sobre el esmalte grabado, se denominan en agentes de unión (bonding agents). Se aplican sobre la superficie del esmalte grabado de las preparaciones cavitarias en una capa fina. Estas resinas fluidas pueden pasar al interior de los canales que ha formado el ácido sobre el esmalte. La resina se polimeriza y forma los flecos de resina (resin tags). El engranaje de estos flecos de resina en los canales creados en el esmalte proporciona una importante retención mecánica sin enlaces químicos.

Sobre esta capa de unión se coloca el composite (matriz de resina más partículas de relleno), entre estas capas se forma un enlace químico y de esta manera queda unido el composite a la superficie del diente. La técnica de grabado ácido ayuda a disminuir los efectos de la contracción de polimerización que ocurre durante la polimerización de los composites,

reduce la retracción del material de los márgenes que podría conducir a la microfiltración y caries secundaria. Cuando en la cavidad existen márgenes de esmalte grabados, la contracción del composite durante la polimerización es dirigida hacia ellos, resultando un despegamiento del material de las paredes axiales.

3.3 Relación de los insertos de mega relleno con la contracción de polimerización.

El concepto de insertos o mega rellenos, los cuales son manufacturados en formas y tamaños distintos para rellenar casi toda la cavidad de los dientes y así mejorar las propiedades mecánicas de los composites, salió al mercado en el año de 1986, fueron materiales de vidrio con cerámicas, los cuales fueron tratados con calor y dieron como resultado microcristales Beta de cuarzo a elevadas temperaturas. Poseen extremadamente bajos coeficientes de expansión térmica con mayor radiopacidad que la dentina aproximada al esmalte.

Los insertos Beta de cuarzo están compuestos de vidrios de Litio – Alúmino -Silicato combinados con óxidos. El vidrio fundido es vaciado en tamaños y formas predeterminadas apropiadas para llenar el tamaño de cavidades seleccionadas. El tratamiento de las superficies de los insertos con agentes de acoplamiento de silano dan como resultado una buena adhesión entre los mega rellenos y las resinas compuestas.

Las mayores ventajas de usar esta técnica, es reducir la contracción de polimerización, la microfiltración, mejorar la estabilidad dimensional, adhesión y resistencia. Durante el empaquetado el inserto es oprimido en la cavidad dentaria el cual contiene resina compuesta sin curar dando una buena adaptación marginal y que posteriormente se fotopolimerizará¹.

3.4 Reducción de las tensiones de la contracción a través de partículas de microrelleno sin adhesivos.

Se han realizado estudios acerca de la relación que existe entre la adición de partículas de microrelleno con o sin adhesivo para la reducción de las fuerzas de contracción durante la polimerización.

Los microrellenos que se utilizaron fueron unsilanados, silanados y tratados con un silano no funcional que se adicionaron a la resina dental y a una pequeña partícula del composite. La tensión máxima fue registrada 15 minutos después de la fotopolimerización. Estos resultados fueron analizados por las pruebas de ANOVA y TURKEY.

Los resultados que se analizaron fueron los siguientes: la adición de los microrellenos no funcionales silanados a la resina compuesta resultó con una significativa disminución del 50% de las tensiones de polimerización. Cuando se agregó la pequeña partícula de relleno unsilanada al composite se produjo una significativa reducción del 30 % en las fuerzas de contracción, comparados a los composites que contenían microrellenos silanados. Los rellenos no funcionales silanados no redujeron las fuerzas de contracción de la partícula del composite.

Esto nos da como conclusión que la contracción de polimerización del composite dental provoca altos niveles de tensiones sobre las superficies del diente en el cual está cementado. Las tensiones de contracción dan lugar a las fallas entre el adhesivo y la estructura del diente que lo rodea. Las partículas de microrelleno que no están ligados a la matriz de resina podrían proporcionar una gran ayuda a las fuerzas internas reduciendo significativamente las fuerzas de contracción del composite dental⁹.

3.5 Efectos de la exposición de la irradiación del curado para disminuir la contracción de polimerización.

El efecto en la técnica de exposición de la luz de curado es un factor importante en la determinación de la contracción de polimerización, esta exposición es relevante tomando en cuenta dos formas de dirigir la luz de curado sobre la resina compuesta y así mismo la intensidad de la irradiación.

Fueron realizadas diferentes pruebas comparando la técnica de irradiación variable contra la irradiación continua para la polimerización de las resinas compuestas. En estas pruebas se utilizó un tipo de resinas Petarca dando los siguientes resultados. La propuesta de utilizar la técnica de curado de dos pasos, usando diferentes distribuciones de intensidades durante la polimerización no afecta la contracción, comparado con el curado convencional continuo, si la dosis de irradiación total es bastante alta para realizar la completa polimerización.

El estudio soportó la teoría de que el flujo del material es mayor, usando la propuesta del curado de dos pasos, lo cual reduce las tensiones de contracción en la cavidad durante la polimerización y preserva la integridad marginal⁸.

3.6 Consideraciones clínicas sobre la colocación del composite para disminuir la contracción de polimerización.

Fotopolimerización en una sola capa.

En las preparaciones pequeñas cuyos márgenes se encuentran completamente en el esmalte, el material restaurador se contrae, separándose así de la pared axial. Esto se define como *abertura de contracción*. Las restauraciones más extensas pueden formar líneas blancas (o márgenes abiertos) y se obturan mejor con la técnica colocación de dos

capas que intenta contrarrestar la formación de una abertura de contracción de polimerización.

Cuando la preparación abarca márgenes en dentina, la técnica de colocación en una sola capa puede, a veces, acabar en un margen de dentina abierto. Esta abertura del margen de dentina puede reducirse, aunque no eliminarse, con el uso de agentes de unión a dentina; esto es debido a que la unión esmalte-resina es más de cuatro veces más fuerte que la unión de la dentina-resina, haciendo que el margen en la dentina falle primero debido a la contracción de polimerización del composite.

Esta técnica ya no es recomendable debido a la magnitud de contracción que sufre la resina al fotopolimerizar una masa única de resina compuesta.

La cantidad de contracción volumétrica aumentará proporcionalmente de acuerdo al tamaño de la obturación de resina compuesta⁶.

Fotopolimerización por capas.

Debido a la contracción de polimerización de los composites, es preferible obturar las preparaciones con márgenes en esmalte y dentina en dos fases, o en capas delgadas consecutivas después de ser cada una fotopolimerizada. Esta técnica se lleva a cabo con la finalidad de disminuir los incrementos porcentuales de la contracción volumétrica en comparación con la polimerización de una masa única de gran tamaño de resina compuesta.

Al momento de polimerizar cada capa individualmente se presenta una contracción volumétrica particular, la cual, al momento de colocar la siguiente capa, ve compensada la cantidad de contracción que sufrió. La diferencia porcentual de la contracción volumétrica que sufre la masa individual, es aún mayor que la contracción porcentual volumétrica que sufre la colocación de

la resina compuesta en dos capas, esto es por la compensación de la siguiente capa sobre la primera y así consecutivamente. Lo recomendable es que se utilicen un promedio de dos capas consecutivas para una preparación pequeña y un máximo de hasta cuatro capas para una preparación de grandes dimensiones, por ejemplo en una reconstrucción de un diente posterior mesio-ocluso-distal.

Esta técnica impedirá que el margen en la dentina se abra cuando el material compuesto se contraiga durante la polimerización. Debe observarse que en la técnica de colocación en dos fases, se impide eficazmente que la contracción de polimerización (apertura de contracción) abra el margen de dentina. Idealmente estas adiciones deberían hacerse con menos de cinco minutos de intervalo entre ellos, para lograr la máxima unión inmediata resina con resina.

En esta técnica, la adición de la resina compuesta debe hacerse por incrementos de delgadas capas no mayores de 2 mm de espesor y foto polimerizar cada incremento inmediatamente, la colocación de las capas de resina se hará en planos inclinados con respecto a la base de la cavidad⁶.

4. ESPECIFICACIONES DE LA ASOCIACIÓN DENTAL AMERICANA ACERCA DE LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN.

Muchos métodos se han propuestos para determinar la contracción de polimerización. La valoración volumétrica se confía en la utilización de pruebas realizadas bajo aparatos de medición a base de mercurio⁷.

El método de prueba recomendado anteriormente supera algunas desventajas pero los resultados son dependientes del control de la temperatura ambiente⁷.

Los resultados que se obtuvieron fueron de acuerdo a diferentes pruebas que se realizaron a cada uno de los dos tipos de resinas que se probaron. Estos resultados se obtienen de acuerdo a la fórmula que se obtuvo de acuerdo a los dos diferentes métodos utilizados para obtener el porcentaje de la contracción de polimerización :

$$S = \frac{V}{V + V} \times 100$$

Donde V = volumen del espécimen.

Es así como de acuerdo a las pruebas realizadas, se registró la fórmula para obtener los valores adecuados que marca la Norma Num. 22 para la contracción de polimerización de resinas compuestas⁷.

Valores de las propiedades de las resinas compuestas⁵.

Propiedades	Microfino	Híbrido	Fino	Macrorelleno
Contenido de relleno Inorgánico (Vol. %)	20-55	60-65	60-77	50-65
Coefficiente de Expansión térmica ($1^{\circ}\text{C} \times 10^{-6}$)	50-68	20-40	19-38	17-35
Sorción acuosa (mg / cm^2)	1.2-2.2	0.5-0.7	0.3-0.6	0.7-0.7
Contracción de Polimerización (%)	2-4	1.5-4	1.0-1.7	1.0-1.7

5. CONSIDERACIONES CLÍNICAS RELACIONADAS CON LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN.

Se han encontrado algunas dificultades con las restauraciones directas de resinas compuestas, muchos de esos problemas han sido superados por la modificación de técnicas de colocación y de fabricación. Sin embargo se han observado en investigaciones previas de casos clínicos de fracturas de las cúspides de los dientes posteriores, que las fracturas que ocurrieron en la unión de el tercio medio y el tercio gingival de los dientes fueron horizontales y ocurrieron en ambas cúspides, bucal y lingual, incluyendo la cúspide mas larga, la mesio-lingual de los primeros molares permanentes superiores. Las

fracturas de las cúspides fueron encontradas inmediatamente después de la polimerización del composite y fueron fotográficamente registrados pero no fueron notados clínicamente. Algunos de esos dientes se les descubrieron fracturas cuando los pacientes se quejaron de sensibilidad post operatoria, con dolor durante las masticación. En la opinión de muchos, esas fracturas fueron resultado directo de las fuerzas de contracción que se presentaron en las cúspides durante la polimerización del composite. En un esfuerzo para reducir las fuerzas que se presentan en dientes posteriores durante la polimerización de las restauraciones compuestas se sugiere la colocación de la resina compuesta por capas.

Para investigar el efecto de la contracción de polimerización de composites, se han hecho algunos experimentos in Vitro. La primera propuesta, es la simple medición de la distancia intercuspídea donde se hicieron pruebas a tres grupos de dientes en el laboratorio con preparaciones mesio-ocluso-distal.

El primer grupo se restauró con composite utilizando un gente cementante fotocurado a dentina, el composite fue colocado en toda la cavidad y fotocurado a un solo paso.

Un segundo grupo fue restaurado colocando el composite en el tercio gingival y se fotocuró el incremento al nivel del piso pulpar. Un segundo incremento paralelo al piso pulpar y a la mitad de la distancia del margen cavos superficial oclusal fue condensado y fotocurado. Un tercer incremento fue colocado para completar la restauración.

Un tercer grupo de restauración fue colocado en cuatro incrementos con una distribución buco-lingual de composite: los tres primeros incrementos fueron colocados desde la parte mesial hacia distal y desde la parte cervical hasta la

parte oclusal, fueron condensados y fotocurados. El cuarto incremento fue condensado, modelado anatómicamente y fotocurado.

Finalmente se les hizo una muesca a cada diente y que fue fotopolimerizada para comparar la distancia de la preparación a lo ancho de la cúspide bucal a la lingual utilizando un micrómetro digital.

Los datos de este estudio aparecen en la siguiente tabla³:

Tipo de restauración.	Cambio después de la polimerización.	Cambio después de la muesca preparación restauración.
Incremento simple.	45 $\mu\text{m} \pm 6$	$\mu\text{m} \pm 2$
Incrementos ocluso gingivales buco-linguales.	37 $\mu\text{m} \pm 4$	$\mu\text{m} \pm 2$
Incrementos inclinados.	33 $\mu\text{m} \pm 4$	$\mu\text{m} \pm 2$

El estudio indica que la distancia intercuspídea de los dientes se reduce en la mayoría con la colocación del incremento simple del composite. La colocación incremental del composite en dirección ocluso gingival redujo la distancia intercuspídea pero el mínimo cambio ocurrió cuando el composite fue colocado inclinado sobre la paredes de la cavidad y curado en tres incrementos. En los tres grupos, las muescas de la preparación y restauración resultaron con un cambio hacia la anchura original buco-lingual del diente.

Este estudio indica que la contracción de polimerización actualmente provoca con un cambio dimensional entre la restauración y el diente que puede ser reducido por el uso de la polimerización por incrementos. El uso de muescas mesio-distales en la preparación es capaz de reducir aun más los cambios producidos por la contracción de polimerización.

Otra propuesta que sirve para evaluar los efectos de la contracción de polimerización en los dientes restaurados con resina compuesta es medir la flexión cuspídea directamente con un calibrador de fuerza. Esta propuesta se toma para demostrar el incremento de la rigidez cuspídea provocada por la polimerización de la restauración con resina compuesta. Los resultados de estas pruebas hechas en el laboratorio indican que la fuerza ejercida sobre los dientes de la contracción de polimerización es reducida por la polimerización de incrementos.

Obviamente, hay muchas maneras de reducir estas fuerzas sobre los dientes, modificando el diseño de la preparación. Además, el efecto de la contracción de polimerización puede ser minimizada a través del uso de masas de resina prepolimerizadas de composite obtenidas indirectamente en la preparación de la cavidad. La ventaja de la utilización de la colocación indirecta de una resina compuesta, radica en que reduce la fuerzas de contracción de polimerización sobre las cúspides, lo contrario con la técnica directa donde aumentan esas fuerzas sobre las cúspides.

En resumen, es aparente que la contracción de polimerización tiene un efecto directo de microfracturas en restauraciones de resina compuesta. Y también es evidente que las fuerzas generadas por la contracción de polimerización pueden producir fracturas en el esmalte, ya sea en los márgenes como en otras partes del diente. Estas fuerzas pueden también ser importantes causando una sensibilidad post operatoria.

Estudios en laboratorio usando un calibrador de fuerzas para medir la flexión cuspídea, indican que los composites directos para Clase II en dientes posteriores, deberían polimerizarse incrementalmente en una forma buco-lingual para reducir las fuerzas sobre los dientes. La aplicación de la técnica indirecta para composites posteriores, minimiza la cantidad de fuerzas que se aplican sobre los dientes por la contracción de polimerización. Los futuros desarrollos debería estar dirigidos a minimizar la contracción de polimerización y expansión higroscópica de resinas compuestas para ayudar a reducir las fracturas del esmalte, microfiltración marginal y por consiguiente la sensibilidad post operatoria³.

5.1 Proceso operatorio clínico de colocación de resinas compuestas para disminuir la contracción de polimerización.

Algunos autores han observado que la contracción de las resinas compuestas ha tenido valores desde 1.67 % a 5.68% del total de su volumen y que las fuerzas de contracción superan los 300 kg/cm². Los efectos de esas fuerzas han estado aún en debate entre diferentes autores.

Desde que la contracción de polimerización es clínicamente imposible de evitar, algunos autores han sugerido nuevas técnicas de preparación de cavidades y nuevas técnicas de colocación de resinas en las cavidades. La resinas han mostrado también absorber agua y expandirse. Esa expansión higroscópica llega estar cerca de 0.07 % a 0.89% en volumen y que podría compensar la contracción de polimerización que ocurre primero readaptando la restauración a las paredes de la cavidad. Después de encontrar estas características físicas de las resinas, nos conducen a utilizar clínicamente técnicas apropiadas como la técnica de colocación. para disminuir estas desventajas².

5.1.1 Diseño de la cavidad.

Obviamente que existen intereses encontrados de acuerdo a la relación entre el curado y la contracción de polimerización. Sin embargo también los hay en el diseño de la cavidad.

Aquí observamos otra vez puntos de vista opuestos respecto a la preservación de la resina debido a la adhesión y la forma anatómica del diente debido al diseño de la cavidad. La conclusión puede ser que con respecto a los dos parámetros variables curado y diseño de la cavidad, no podremos servir óptimamente a ambos: la preservación de la adhesión de la resina compuesta a las paredes del diente y la preservación de la forma anatómica. A si es que el diseño de la cavidad es un parámetro variable para ser tomado en cuenta como un factor predisponente en la longevidad de la resina compuesta debido a la contracción de polimerización.

5.1.2 Colocación de la resina (técnica de polimerizado por capas)

Después de haber hecho la preparación de la cavidad de acuerdo a las características necesarias y haber completado todo el procedimiento del acondicionamiento del tejido dental con la aplicación del agente adhesivo no importando que tipo de resina se colocará, este agente adhesivo debe ser fotopolimerizado antes de insertar el composite, esto para reducir la contracción de polimerización.

Después de la polimerización, la resina compuesta sufre la contracción, la cual afectará la adaptación marginal y como consecuencia la longevidad de la restauración dependerá de esto, particularmente donde las cavidades carecen de esmalte en cualquiera de sus márgenes. La contracción, además del tipo de resina compuesta utilizada, el volumen del material, sistema de activación y diseño de la cavidad, puede también ser empeorada o disminuida de acuerdo a la técnica de colocación empleada.

Para minimizar esa contracción, las resinas deben ser colocadas por incrementos de acuerdo al tipo de cavidad, o sea:

- 1.- Para cavidades donde solo se encuentra esmalte, un incremento de resina de microrelleno es usualmente suficiente con una polimerización no mayor de 40 segundos.
- 2.- Para cavidades donde se encuentre involucrado esmalte y dentina con todos los márgenes de esmalte, la profundidad y tamaño, deben ser consideradas para determinar el número de incrementos de resina para condensar, donde dos incrementos son usualmente suficientes para llenar la porción de dentina y uno para esmalte. Los dos incrementos deben ser polimerizados durante un mínimo de 20 segundos, el incremento de esmalte requiere de un mínimo de tiempo de 40 segundos.
- 3.- Para cavidades de esmalte / dentina con un margen cervical sin esmalte y para lesiones de abrasión / erosión, la técnica de incrementos debe ser alterada. De este modo la resina debe ser insertada a esas cavidades en un solo incremento, manteniéndose en contacto con ambos márgenes de esmalte y dentina, la resina con adhesivo en dentina cervical, es más débil que el adhesivo de los márgenes del esmalte, y se romperán, debido a la contracción de polimerización, creando en esta área una grieta que conducirá a una filtración marginal. Para minimizar este efecto, las resinas en esas cavidades deben ser insertadas a lo largo de dos extensiones, donde los dos tercios gingivales serán llenados primero, evitando el contacto de la resina con los márgenes del esmalte. Después de que se polimerizan estos incrementos (40 segundos), una segunda capa es aplicada, llenando la cavidad enteramente, y se polimeriza durante 60 segundos. Esta técnica de inserción, tal como se describe, ofrece una reducción significativa de filtración cervical.

La técnica de inserción por incrementos solo puede ser aplicada con resina fotocurada. Empleando este tipo de resina, el profesional debe estar alerta del hecho de que tales resinas durante la polimerización, la contracción se dirige hacia la superficie externa cercana a la fuente de luz, en contraste directo con las resinas de activación química, donde la contracción sucede hacia la parte central del material. También para las resinas foto activadas, el grado de polimerización es reducida con el incremento de la distancia a la superficie cercana a la unidad de activación. Esto sucede porque la luz, como pasa a través de la resina compuesta, tiene una reducción en la capacidad de foto activación².

5.1.3 Efecto de la aplicación de presión durante la polimerización.

El proceso de contracción es un fenómeno que se va a dar en la mayoría de los materiales donde exista la polimerización, cuando haya un cambio físico que involucre el paso de líquido a sólido ya sea por enfriamiento o como el caso que nos ocupa este tema por polimerización. En el caso de las resinas compuestas, actualmente con la innovación de técnicas de manipulación durante su colocación, clínicamente se han obtenido grandes avances para disminuir la contracción durante la polimerización y disminuir las consecuencias provocadas por la misma.

En otro caso particular, las ceras utilizadas para la elaboración de patrones de cera para el vaciado de restauraciones metálicas, sufren contracción al enfriarse a partir de líquido a sólido. Esta contracción es producida por el ordenamiento atómico y molecular del material, donde sus moléculas resultan afectadas por el cambio brusco de temperatura.

Esta contracción provoca un desajuste marginal de la restauración ya vaciada. Más sin embargo, se ha demostrado que se ha podido reducir los efectos provocados por el fenómeno de contracción mediante la aplicación

de un fuerza o presión sobre el patrón de cera al momento del enfriamiento, provocando así esta presión, una adaptación marginal contra las paredes del modelo, compensando la contracción que sufre la cera y que nos va a llevar a la disminución de una de las principales consecuencias de la contracción, que es la inadaptación marginal y microfiltración.

El mismo principio podría ser aplicado sobre las resinas compuestas para disminuir los niveles de inadaptación provocados por la contracción durante la fotopolimerización. Pensamos que aplicando presión con una matriz prefabricada durante la fotopolimerización, la adaptación de la restauración con resina a las paredes de la cavidad, será mucho mejor.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

El desajuste marginal en la cavidad y la posterior microfiltración en las restauraciones con resina compuesta, son los hechos más señalados por los detractores de este material.

La contracción de polimerización es un fenómeno inherente a cualquier polímero e inevitable en el caso de los materiales utilizados en odontología y es la causa más frecuente de los fracasos clínicos de este material que nos provoca importantes secuelas como son: desadaptación marginal, microfiltración, caries secundaria y sensibilidad dental.

JUSTIFICACIÓN

Cualquier técnica empleada para la disminución del problema de la contracción durante la polimerización de las resinas compuestas será bien aceptada, ya que aumentará la funcionalidad y longevidad de las restauraciones. El futuro de la odontología estética depende en gran medida de las nuevas técnicas y métodos que se utilicen en la colocación y manufacturación de este tipo de materiales, que hoy en día son de gran importancia para mejorar la calidad de vida del paciente.



OBJETIVOS

Objetivo general.

Determinar la influencia de la presión aplicada durante la fotopolimerización de resinas compuestas, y valorar el grado de disminución del fenómeno de contracción durante la polimerización empleando este método de colocación.

Objetivos específicos.

- Realizar en dientes naturales, cavidades estandarizadas en volumen.
- Elaborar matrices de acetato para cada cavidad.
- Obturar y fotopolimerizar bajo presión con la matriz respectiva de cada cavidad.
- Obtener cortes sagitales de cada diente, y medir la interfase diente-resina.
- Comparar las cifras obtenidas, con las de interfases de restauraciones fotopolimerizadas sin presión.



METODOLOGÍA.

Material.

20 dientes naturales molares y premolares.

Pieza de mano de alta velocidad concentrix.

Fresa de alta velocidad de carburo en forma de pera.

Regla Vernier milimétrica electrónica digital.

Resina compuesta fotopolimerizable marca 3M Filtek P60 (Posterior Restorative System).

Lámpara de resinas Visilux 2 marca 3M (Visible Light Curing Unit).

Lentes protectores de luz ultravioleta.

Espátulas para condensar resinas de teflón Hu- Friedy.

Lámina de acetato para guardas oclusales.

Tijeras para cortar acrílico.

Lámpara de alcohol.

4 frascos de vidrio.

Acrílico autopolimerizable dental marca Arias.

Máquina de corte (Thin Sectioning Machine) Marca Hamco Machine, Inc. Rochester, N.Y.

4 reglas de plástico milimetradas.

Cámara canon.

Microscopio Intel Play Digital de 10X a 200X.

Rejilla para microscopio electrónico de transición (grid mesh) del numero 300 estandarizado de Cobre marca SPI Supplies.

Lápiz marcador indeleble.

Pinzas de curación.

Espátula para cementos.

Espátula de Lección.

Cinta matriz MYLAR de 3M.

Método.

1.- Se tomaron 20 dientes naturales superiores e inferiores posteriores (molares y premolares) y se les hicieron a cada uno una preparación clase V con una fresa de pera # 331 en forma elíptica y expulsiva con las siguientes medidas: distancia buco - lingual de 4.30 mm y una distancia cervico - oclusal 2.50 mm y a una profundidad de 2.0 mm).

2.- Se marcaron cada uno de los dientes con un lápiz indeleble en dos grupos: un primer grupo de 10 dientes que se les aplicará presión con una matriz de acetato y otro grupo de 10 dientes que no se les aplicará presión.

3.- Elaboraron las matrices de acetato, se recortaron cada matriz de una lámina de acetato con una medida de 4 cm de largo y 2 cm de ancho.

4.- A cada una de las matrices recortadas para cada diente se les aplicó calor para ser reblandecidas y ser colocadas sobre la cavidad del diente, tomando así una impresión de la preparación de la cavidad. Esto se realizó en los 10 dientes donde se utilizó la técnica de obturación por capas con presión y a estos dientes se les asignó el grupo número 1.

Al siguiente grupo de 10 dientes se les asignó el número de grupo 2, donde solamente se utilizó la técnica de obturación de una sola capa de resina con presión con la cinta matriz MYLAR.

5.- En cuanto se obtuvieron las matrices para cada diente, procedió a obturarlos con la resina compuesta fotopolimerizable por capas. Esto se llevó a cabo de la siguiente manera:

- Se obturó la cavidad en una sola capa con una espátula de resinas sobre las paredes y piso de la cavidad, adosándola perfectamente sin obturar completamente la cavidad, dejando espacio para el resto de la segunda capa.
- Se colocó la matriz de acetato sobre la cavidad haciendo presión y se llevó lo más cercano posible a la luz de la lámpara para fotopolimerizar, esto se llevó a cabo aplicando suficiente presión con los dedos evitando el movimiento de la matriz. La fotopolimerización

se llevó a cabo durante un periodo de 40 segundos consecutivos bajo la misma presión y a la misma distancia de la matriz de acetato con la luz.

- Al término de la fotopolimerización de la primera capa se retiró la matriz de acetato de la cavidad.
- Ya polimerizada la primera capa de resina, se colocó la siguiente capa de resina adosándola perfectamente sobre las paredes de la cavidad y dejando un excedente para que pudiese ser presionada con la cinta matriz MYLAR aplicándole presión al diente y fotopolimerizando aplicándole presión continua durante 40 segundos consecutivos.
- Se retiró la cinta matriz y los dientes fueron sumergidos en agua para posteriormente ser montados sobre reglillas de plástico y ser llevadas a la recortadora.

6.- En el siguiente grupo número 2, se hizo el siguiente procedimiento de obturación:

- Se colocó una primera capa de resina adosándola perfectamente sobre el piso y las paredes de la cavidad con una espátula para resinas hasta condensar perfectamente y sobre obturar hasta llenar completamente la preparación y dejando un excedente que rebasó la preparación cavitaria.
- Ya colocada la resina se cubrió con una cinta matriz de MYLAR se aplicó presión con la banda y se fotopolimerizó durante un periodo de 40 segundos consecutivos y con la misma presión.
- Ya fotopolimerizada la resina, se retiró la cinta matriz y los dientes fueron sumergidos en agua para posteriormente ser montados sobre las reglillas y llevados a la recortadora.

7.- Ya preparados los dientes con resina se montaron sobre la reglillas de plástico en 4 grupos de 5 dientes identificados cada uno con su número y su técnica de obturación.

Se llevaron a la recortadora donde se les hizo un corte vertical en dirección oclusal hacia cervical pasando el disco de corte sobre la mitad de la restauración dividiéndola en dos, obteniendo una mitad vestibular y una mitad lingual.

8.- Después se conservaron en un recipiente con agua durante 24 horas a una temperatura de 37 °C.

9.- Al término de 24 horas, se tomaron las 20 muestras para ser observadas una por una al microscopio digital electrónico donde se registraron las zonas de interfase. Las muestras fueron colocadas sobre un porta objetos de vidrio y paralelizadas para no alterar la distancia focal del lente y la muestra.

10.- Se observó en el microscopio enfocando a cada muestra con una ampliación de 10X, 60X y hasta llegar al máximo de 200X, donde se realizó el análisis de la interfase.

11.- El método utilizado para obtener el parámetro de medición estándar fue el siguiente:

- se colocó una rejilla para microscopía electrónica de cobre graduada en micras sobre un portaobjetos y se obtuvo una impresión de la ampliación que servirá de parámetro para medir la distancia interfacial de la restauración y el diente.
- Ya impresa en una hoja, se tomó la medida de la distancia de una de las celdillas de la laminilla en milímetros a una ampliación máxima de 200x y que nos dió exactamente la distancia de 15 mm.

La medida original de la luz cada celdilla (hole width) de la laminilla vista al microscopio es de 63 micras. Esta medida estándar nos servirá para hacer la conversión de milímetros a micras como parámetro de la distancia interfacial de la restauración, es decir:

$$1 \text{ mm} = 4.2 \text{ micras.}$$

$$63 \text{ micras} / 15 \text{ mm de la luz de cada rejilla} = 4.2 \text{ micras por cada mm.}$$

12.- Ya obtenido el parámetro de medición, registramos la distancia interfacial en el microscopio de cada muestra. Se obtuvo una impresión de

cada una de las muestras observadas en el microscopio a una ampliación máxima de 200x de la zona de los pisos de la preparación. Se observó detalladamente la distancia interfacial y se registró en la computadora para posteriormente ser medida en una hoja de impresión. Este procedimiento se llevó a cabo en cada una de las 20 muestras de cada grupo.

13.- Ya obtenida la impresión de la ampliación de cada una de las muestras se revisó y midió detenidamente la interfase de cada una de las muestras con una reglilla milimetrada y se anotaron las 3 distancias interfaciales más significativas, es decir, de la mayor hasta la menor distancia que se encontró en la interfase de cada muestra para obtener un valor promedio.

14.- Se obtuvieron los resultados haciendo la conversión de las medidas de milímetros a micras y ese fue el total del espacio marginal formado durante la contracción de polimerización entre el diente y la restauración.

RESULTADOS

Tabla de valores totales y promedio de la interfase de las muestras con la técnica sin presión.

NÚMERO DE MUESTRA	VALORES TOTALES	VALORES PROMEDIO
MUESTRA 1	12 mm. 15.5 mm. 15.5 mm. <u>Total 43 mm.</u>	Promedio 14.3 mm. <u>Prom. interfase 60.06</u> micras
MUESTRA 2	10 mm. 13 mm. 12.5 mm. <u>Total 35.5 mm.</u>	Prom. interfase 11.8 mm. <u>Prom. interfase 49.56</u> micras
MUESTRA 3	6.5 mm. 8 mm. 16 mm. <u>Total 30.5 mm.</u>	Prom. interfase 10.1 mm. <u>Prom. interfase 42.42</u> micras
MUESTRA 4	<u>Se desprendió en el corte.</u>	<u>Se desprendió en el corte.</u>
MUESTRA 5	3 mm. 10 mm. 5 mm. <u>Total 18 mm.</u>	Prom. interfase 6 mm. <u>Prom. interfase 25.2</u> micras

Tabla de valores totales y promedio de la interfase de las muestras con la técnica sin presión.

NÚMERO DE MUESTRA	VALORES TOTALES	VALORES PROMEDIO
MUESTRA 6	6 mm. 5 mm. 6 mm. <u>Total 17 mm.</u>	Prom. interfase 5.6 mm. <u>Prom. interfase 23.42 micras</u>
MUESTRA 7	6.5 mm. 7 mm. 5mm. <u>Total 18.5 mm.</u>	Prom. interfase 6.1 mm. <u>Prom. interfase 25.62 micras</u>
MUESTRA 8	7 mm. 6.5 mm. 5.5 mm. <u>total 19.0 mm.</u>	Prom. interfase 6.3 mm. <u>Prom interfase 26.46 micras</u>
MUESTRA 9	7 mm. 9 mm. 6.5 mm. <u>Total 22.5 mm.</u>	Prom. interfase 7.5 mm. <u>Prom. interfase 31.50 micras</u>
MUESTRA 10	9.5 mm. 13 mm. 18.5 mm. <u>Total 41.0 mm.</u>	Prom. interfase 13.6 mm. <u>Prom. 57.12 micras</u>

Tabla de valores totales y promedios de la interfase de las muestras con la técnica con presión.

NÚMERO DE MUESTRA	VALORES TOTALES	VALORES PROMEDIO
MUESTRA 1	3 mm. 3.5 mm. 7 mm. <u>Total 13.5 mm.</u>	Prom. interfase 4.5 mm. <u>Prom. Interfase 18.90 micras</u>
MUESTRA 2	6.5 mm. 6 mm. 5.5 mm. <u>Total 18.0 mm.</u>	Prom. interfase 6 mm. <u>Prom interfase 25.20 micras</u>
MUESTRA 3	8.5 mm. 8 mm. 3.5 mm. <u>Total 20.0 mm.</u>	Prom. Interfase 6.6 mm. <u>Prom. interfase 27.72 micras</u>
MUESTRA 4	6.5 mm. 13 mm. 6 mm. <u>Total 25.5 mm.</u>	Prom. interfase 8.5 mm. <u>Prom. Interfase 35.70 micras</u>
MUESTRA 5	4 mm. 9 mm. 8 mm. <u>Total 21 mm.</u>	Prom. interfase 7 mm. <u>Prom. Interfase 29.40 micras</u>

Tabla de valores totales y promedios de la interfase de las muestras con la técnica con presión.

NÚMERO DE MUESTRA	VALORES TOTALES	VALORES PROMEDIO
MUESTRA 6	7 mm. 11 mm. 12 mm. <u>Total 30 mm.</u>	Prom. interfase 10 mm. <u>Prom. interfase 42.0 micras</u>
MUESTRA 7	<u>Se desprendió en el corte.</u>	<u>Se desprendió en el corte.</u>
MUESTRA 8	4 mm. 8 mm. 3 mm. <u>Total 15 mm.</u>	Prom. interfase 5 mm. <u>Prom. Interfase 21.0 micras</u>
MUESTRA 9	9 mm. 11 mm. 11 mm. <u>Total 31 mm.</u>	Prom. interfase 10.3 mm. <u>Prom. Interfase 43.26 micras</u>
MUESTRA 10	8 mm. 3 mm. 6 mm. <u>Total 17 mm</u>	Prom. interfase 5.6 mm. <u>Prom. interfase 23.5 micras</u>

ESTA TESIS NO SALE DE LA BIBLIOTECA



RESULTADOS

Tabla de los resultados obtenidos de la medición del espacio interfacial.

Resultados totales de las muestras sin presión.	Resultados totales de las muestras con presión.
Total de todas las muestras 81.3 mm. = 341.46 μ	Total de todas las muestras 63.5 mm. = 266.7 μ

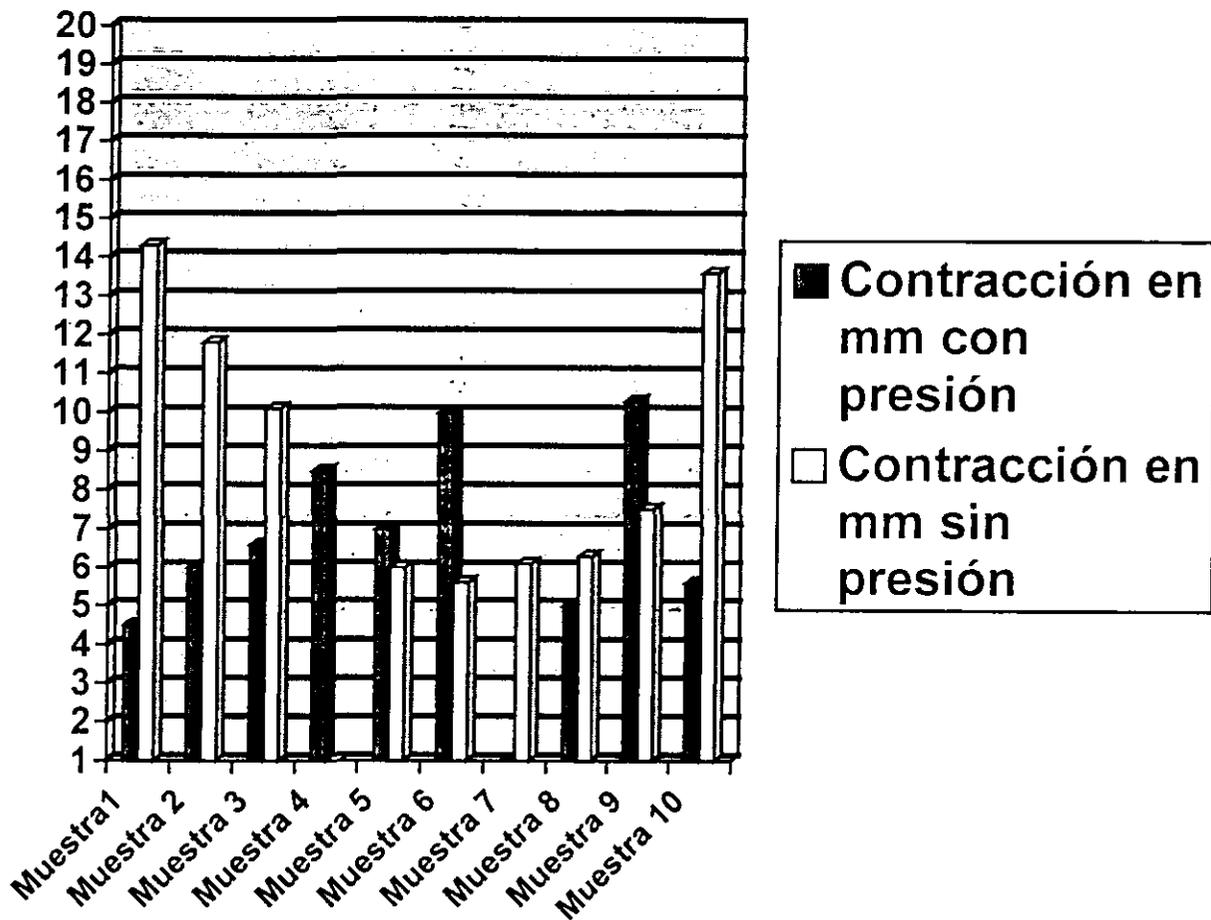
Diferencia en mm y micras de todas las interfases entre los dos grupos de muestras
Total de mm. de la diferencia de interfase entre las dos técnicas 17.8 mm. Total de la diferencia de interfase entre las dos técnicas 74.76 μ

Resultado PROMEDIO de los dos grupos:

SIN PRESIÓN	CON PRESIÓN
37.94 μ	29.63 μ



Tabla gráfica del espacio interfacial de la contracción de polimerización representada en una escala del 1 al 20 en milímetros.



CONCLUSIONES.

De acuerdo a los resultados obtenidos en el laboratorio se demostró que la técnica de aplicación de presión durante la fotopolimerización ayudó reducir considerablemente la interfase entre material restaurativo y el diente en comparación con la técnica de fotopolimerización sin presión. Esto demuestra la hipótesis de que esta técnica de presión sirve para disminuir la interfase provocada por la contracción de polimerización.

BIBLIOGRAFÍA.

- 1.- BRADEN, Michael; R. L. Clarke; J. Nicholson; S. Parker; **Polymeric Dental Materials**; Editorial Springer. 1997; Berlín, Alemania; pp. 71-74, 80-82, 85-87.
- 2.- NARCISO, Luis Baratieri et al.; **Advanced Operative Dentistry**; Editorial Quintessence; 1993; Segunda Edición; Sao Paulo, Brasil; Pp. 211, 230, 234, 235, 239-241, 478-479, 492-495.
- 3.- VANHERLE, Guido, DENNIS, C. Smith; **Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials**; 1985; Printed in the Netherlands.
- 4.- PHILLIPS; ANUSAVICE, Kenneth J.; **La ciencia de los materiales dentales**; 10 Edición; Editorial Mc Graw-Hill Interamericana; 1998; México D.F.
- 5.- ALBERS. F. Harry; **Odontología estética- Selección y colocación de materiales**; Editorial Labor, S.A.; Barcelona España; 1998.
- 6.- F. ROTH, **Los Composites**; Editorial Masón; 1994, Barcelona, España. Pp. 168, 169, 88, 89, 134, 135.
- 7.- AMERICAN NATIONAL STANDARDS / AMERICAN DENTAL ASOCIATION; **Resin-based filling materials, Specification No. 27 – 1993, Revisión of ANSI/ADA No. 27 – 1997**; Council on Dental Materials, Instruments and Equipment American Dental Asociation 211 E. Chicago, IL.
- 8.- KORAN, P Kurschner R; **Effect of sequential versus continuos radiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity,**

adhesion and degree of polymerization; ESPE Dental Medizin & Co. KG, Seefeld, Germany; Am J Dent 1998 Feb; 11 (1): 17-22.

9.- CONDON, JR; Ferracana JL; **Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles; Department of Biomaterials and Biomechanics, Oregon Health Sciences University, Pórtland, USA; Dent Mater 1998 Jul; 14 (4): 256-60.**

10.- LABELLA R; LAMBRECHS P; VANHERLE G; **Polymerization Shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives; BIOMAT, Department of Operative Dentistry and Dental Materials, Catholic University of Leuven, Belgium; Dent Mater 1999 Mar; 15 (2): 128-37.**

11.- C. L. Davidson and A.J. Feilzer: **Polymerization Shrinkage; Department of Dental Materials Science, Academic Center for Dentistry, Amsterdam, The Netherlands; Review J. Dent. 1997 b435-440.**

12.- Cook W D; Forrest M; Goddwin A A; **A simple method of measurement of polymerization shrinkage in dental composites; Dent Mater 1999 Nov; 15 (6): 447-9; Department of Materials Engineering, Monash University, Melbourne, Victoria, Australia.**

13.- Park SH; Kerjci I; Lutz F; **Consistency in the amount of linear polymerization shrinkage in syringe- type composites; Departmente on Conservative entistry, Yonsei University, Seoul, South Korea; Denta Mater 1999 Nov; 15 (6): 442-6.**

