

**UNIVERSIDAD DE VALPARAISO  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA  
ESCUELA DE ODONTOLOGIA  
CATEDRA DE OPERATORIA**



**UNIVERSIDAD  
— DE —  
VALPARAISO  
C H I L E**



## **“STRESS DE CONTRACCIÓN EN RESINAS COMPUESTAS DIRECTAS CONTEMPORÁNEAS”**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN  
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO  
DE CIRUJANO DENTISTA**

**ALUMNO: JUAN AVALOS VILLALONGA  
DOCENTE GUIA: DRA. GLORIA CATALDO NIEVA  
DOCENTE COLABORADOR: DR. MILKO VILLARROEL CORTÉS**

**VALPARAÍSO 2004**

*Dedicada a mi Esposa, Padres y Hermano, que con su inmensa paciencia y amor hicieron este sueño realidad.*

## **AGRADECIMIENTOS**

A Dios, por guiar mis pasos y sostenerme siempre en los momentos mas difíciles.

A mi docente guía, Dra. Gloria Cataldo N., por su colaboración incondicional y compromiso para la realización de esta investigación.

Al Dr. Milko Villarroel C., por su valiosa participación como docente colaborador.

Al Sr. Jaime Martínez de la Empresa VOCO, por la entrega de materiales

A Dental Laval, por facilitarnos materiales.

A Dental Guzmán que nos facilitó materiales.

A 3M-ESPE por la colaboración en este seminario.

# ÍNDICE

## Páginas

1. Introducción.....	1
2. Marco teórico.....	2
I. Fenómenos asociados a las resinas.....	3
II. Consideraciones básicas sobre el proceso de fotopolimerización.....	3
III. Factores que influyen la extensión de la polimerización o grado de conversión.....	3
IV. Cinemática de la contracción de polimerización.....	3
V. Ley de Hooke.....	4
VI. Fases pre-gel y post-gel.....	5
VII. Factor "C".....	7
A. Forma de la cavidad y stress de contracción.....	8
B. Divergencia de las paredes cavitarias y stress de contracción.....	11
VIII. Geometría de las capas de composite y contracción lineal.....	11
IX. Vector de polimerización.....	12
X. Disminución de la intensidad luminosa según la distancia.....	13
XI. Contracción volumétrica v/s stress de contracción.....	14
XII. Manejo clínico para controlar el stress de contracción.....	17
XIII. Perfil teórico de las resinas utilizadas en esta investigación.....	20
3. Hipótesis.....	24
4. Objetivos.....	24
5. Materiales y Métodos.....	25
6. Resultados.....	27
7. Discusión.....	43
8. Conclusiones.....	45
9. Sugerencias.....	46
10. Resumen.....	46
11. Referencias bibliográficas.....	47

## 1. INTRODUCCIÓN

Las resinas activadas por luz están siendo ampliamente usadas en la odontología restauradora actual y desde su introducción en la década del 70, muchos tipos y marcas comerciales de composites y sistemas adhesivos han sido lanzados al mercado. Durante todo este tiempo la resina compuesta ha tenido mejoras importantes en su composición y por lo tanto en sus propiedades mecánicas, obteniendo así un material más versátil.

Muchas veces, por causas propias del material o del mecanismo encargado de hacerlos polimerizar, la polimerización es deficiente generando un elemento final de bajas propiedades mecánicas, baja biocompatibilidad, y rápida degradación.

A pesar de los avances, problemas como sensibilidad post-operatoria, desgaste superficial, contracción de polimerización e infiltración marginal aun se encuentran presentes. Estos inconvenientes están relacionados en gran parte a la contracción de polimerización de las resinas compuestas, que consiste en una aproximación molecular durante la formación de la cadena polimérica, es decir, cuanto mayor es la conversión de los monómeros en polímeros, mayor es la contracción de polimerización.

Esta característica inherente de las resinas compuestas puede tener como consecuencia la formación de un espacio entre el material restaurador y el diente (interfase diente-restauración), que traerá consigo problemas como brechas marginales, microinfiltración marginal, sensibilidad post-operatoria, pigmentación, caries secundarias, entre otras.

En toda restauración adhesiva, las tensiones generadas durante la polimerización son transmitidas a la interfase, siendo responsables de fallas en la adhesión, movimiento de las cúspides y posible debilitamiento de la estructura dental (DAVIDSON,1984; DAVIDSON,1997). La fuerza generada por la contracción de polimerización ha sido relacionada a la contracción volumétrica, capacidad de escurrimiento (KEMP-SCHOLTE,1990), módulo de elasticidad de las resinas compuestas (KEMP-SCHOLTE,1990; PRATY,1989) geometría de la cavidad (BOUSCHLICH,1997; FEILZER,1987; MACORRA,2001) tipo y velocidad de polimerización (KORAN,1998), técnica de inserción (CARVALHO,1996) y muchos otros factores que pueden afectar a cinética de este procedimiento.

Se han desarrollado diversas metodologías para cuantificar el estrés transmitido por las resinas compuestas durante el proceso de polimerización, utilizando máquinas de test universal UTM, (ALSTER,1997; BOUSCHLICHER,1997; CAVINA,2002; CHEN,2001; DAVIDSON,1984; FEIZER,1995), fotoelasticidad o análisis por elemento finito (VERLUIJS,1996; VERSLUIJS,1998). En estudios ya realizados, el tamaño y la forma de las muestras no tienen mucha relación con la realidad de la utilización clínica de las resinas compuestas, (BOUSCHLICHER,1997; CHEN,2001; FEIZER,1987; MACHORRA,2001) lo que puede haber llevado a interpretaciones clínicas poco aplicables en la práctica diaria.

Es debido a estos motivos, la necesidad de estudios que permitan evaluar las fuerzas de contracción generadas por distintas resinas compuestas directas, cuando son polimerizadas por una luz halógena con técnica convencional.

## 2. MARCO TEÓRICO

### I. FENÓMENOS ASOCIADOS A LAS RESINAS

Los materiales en base a resinas, en su composición necesitan para poder funcionar en forma adecuada, que polimericen, es decir que conviertan los monómeros a polímeros de la forma más completa posible.

En la fase que precede a la polimerización las moléculas de monómero distan unas de otras con el equivalente a la fuerza de cohesión molecular de Van der Waals. En el momento en el cual el composite polimeriza, las moléculas de monómero se unen a través de una unión químico-covalente, poniéndose por lo tanto, a la misma distancia de la unión covalente: tres veces inferior a la precedente, (THOMPSON, 1979). Por este mecanismo físico-químico, el material de composite se contrae.

La entidad volumétrica de la contracción varía según (DAVIDSON & Col, 1984) desde 1.67% al 5.68% puesto que es la resina la que se contrae y no el relleno. Los composite mayormente cargados presentan una menor contracción volumétrica. La molécula de monómero puede determinar una contracción diversa en relación a su dimensión y geometría molecular.

Los monómeros de alto peso molecular como el Bis GMA tienen una menor contracción que los monómeros menos viscosos de bajo peso molecular (ASSUNCENT, 1985). Los composites físicamente mas fluidos, menos viscosos, presentan por lo tanto mayor contracción, por el menor porcentaje de relleno y por la mayor división de la matriz. De este modo para llegar a una elevada función físico-química se necesita el máximo grado de conversión del polímero, con el propósito de dar al composite una elevada polimerización (grado de conversión).

Muchas veces, por causas propias del material o del mecanismo encargado de hacerlos polimerizar, la polimerización es deficiente generando un elemento final de bajas propiedades mecánicas, baja biocompatibilidad, y rápida degradación.

Esta situación es habitual cuando se emplean lámparas de fotoactivación que no posean ciertas características para su buen funcionamiento (potencia lumínica). Pero sin dudas la situación que más fácilmente puede generar brecha marginal y por lo tanto filtración, es la fuerza de contracción de los materiales resinosos cuando no es bien controlada.

## **II. CONSIDERACIONES BÁSICAS SOBRE EL PROCESO DE FOTOPOLIMERIZACIÓN**

El proceso de polimerización utilizada por las resinas compuestas se lleva a cabo por medio de una reacción de adición de radicales libres. El monómero contiene por lo menos un grupo acrílico ( o grupo con doble enlace de carbono) que puede participar en la reacción de polimerización. Si sólo un grupo está disponible en la molécula del monómero, sólo ocurrirá una polimerización lineal. Con dos o más sitios activos en la molécula de monómero puede ocurrir un enlace cruzado, dando como resultado un material de mayor módulo de elasticidad (más rígido). El proceso de enlace cruzado no ocurre hasta la activación del segundo sitio activo en la molécula de monómero, por lo tanto la polimerización lineal precede a la cruzada. Una vez iniciada, la propagación de la polimerización, es autoperpetuante hasta llegar a su término por diferentes mecanismos.

## **III. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA EXTENSIÓN DE LA POLIMERIZACIÓN O GRADO DE CONVERSIÓN.**

Dentro de los factores que influyen en la polimerización de las resinas compuestas se pueden mencionar:

- Inhibidores o retardadores.
- Aceleradores.
- Calor, humedad, oxígeno.
- Intensidad, tiempo de polimerización.
- Luces atenuadas.
- Características químicas del monómero.
- Viscosidad de la matriz ( propagación de los radicales libres)

Es bien sabido que toda resina, al polimerizar trae asociados dos fenómenos que son la exotermia y una reducción volumétrica. Según la definición de Bausch, la "contracción de polimerización" es la consecuencia del reordenamiento molecular en un espacio menor al requerido en la fase líquida".

Por lo tanto, con el empleo de estos materiales resinosos se hace imprescindible comprender y controlar la contracción de polimerización.

## **IV. CINEMÁTICA DE LA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN**

Habrá que entender a la contracción de las resinas como un proceso complejo en el cual se generan fuerzas que expresadas sobre una superficie (pared cavitaria) se transforman en tensiones internas en la estructura del material, pudiendo quedar como tensiones residuales finalizado el proceso de polimerización.

Como vemos esta problemática es un desafío para el Odontólogo Restaurador e impone algunas limitaciones en la aplicación de técnicas directas de estos materiales.

## **V. LEY DE HOOKE (influencia del módulo elástico en la generación de tensiones).**

La polimerización causa entonces una disminución en el volumen de una resina compuesta es decir que ésta se vuelve más pequeña. Como al mismo tiempo está adherida a un conjunto de paredes fijas e inamovibles, queda "estirada", creando tensiones entre la resina compuesta y la superficie de adhesión.

La tensión está relacionada con la cantidad de esfuerzo (contracción) y el módulo de elasticidad de la resina compuesta. Esta relación está gobernada por la ley de Hooke, que explica:  $T = e \times E$ , donde T es la tensión, e el esfuerzo y E el módulo de elasticidad.

Esto significa que dos resinas que tienen la misma contracción (esfuerzo), pero diferente módulo de elasticidad, ejercerán distintas tensiones sobre la interfase adhesiva. Para considerar la tensión que ejercerá la resina sobre la interfase (T) (que posteriormente podría causar desadaptación con infiltración) habrá que considerar su contracción (e) junto con su módulo de elasticidad (E).

Según Aarnts et al. (1999), existe una fuerte correlación entre el módulo de elasticidad y el stress causado en la unión adhesiva, mayor aun que la correlación entre el porcentaje de contracción volumétrica y el stress. Lamentablemente los materiales que presentan mayor módulo de elasticidad son aquellos que suelen poseer mayor cantidad de carga: por ejemplo: empacable. Al añadir mas carga (con la intención de disminuir la contracción de polimerización y mejorar la resistencia al desgaste), el fabricante también aumenta las propiedades mecánicas y, entre ellas, la rigidez (módulo de elasticidad). Consecuentemente disminuye la capacidad de estos materiales para absorber deformaciones durante la polimerización, constituyéndose en una fuente de mayores tensiones durante el proceso (KEMP-SCHOLTE & DAVIDSON; NUNES).

Es fácil comprender que en la medida en que esta circunstancia afecte a una situación de adhesión esta íntimamente relacionada con las propiedades mecánicas del material que esta siendo adherido y especialmente por su rigidez, determinada por los valores de su módulo elástico.

Por lo tanto se observan situaciones diversas en relación a la contracción volumétrica ; así los materiales con alto módulo elástico como los composites empacable tienen baja contracción volumétrica; en cambio los composites de muy baja densidad , como los flow, poseen un bajo modulo elástico y una gran contracción volumétrica.

*“ UNA BAJA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN PUEDE NO SER ÚTIL SI LA ACOMPAÑA UNA ELEVADA RIGIDEZ EN EL MATERIAL.”*

Para encarar esta doble necesidad de alta rigidez final, pero posibilidad de relajación de tensiones durante la transformación determinada por la polimerización, se pueden seguir dos enfoques que podrían ser denominados intramaterial y extramaterial.

El primero de ellos es seguido por algunas líneas de investigación y por el desarrollo de productos comerciales en los que se busca regular la velocidad de conversión y entrecruzamiento de las moléculas de monómero. De esta manera, se trata de lograr que la mayor parte de la contracción de polimerización se produzca mientras

el material esta en estado pre-gel, con lo que no se ve tan afectada la calidad de la adhesión lograda o la integridad de la estructura dentaria.

El otro enfoque trata de prolongar la duración de la etapa pre-gel a partir de la regulación desde “afuera” de la energía que genera la reacción de polimerización. Se lo hace en los adhesivos y materiales fotoactivables regulando el régimen de entrega de energía activadora. Para ello, se emplean las ya mencionadas unidades de polimerización con intensidades crecientes en la radiación de luz emitida que permiten la aplicación de las técnicas conocidas como de fotocurado progresivo o de comienzo “suave”(soft start).

También es posible lograr un efecto equivalente aumentando la distancia entre la salida de radiación y la superficie del material en los primeros segundos de la activación de la polimerización. La radiación se dispersa una vez que sale de la fuente emisora y lo hace tanto más cuanto mas alejada este la zona sobre la cual actúa. Se distribuye así sobre una mayor área, y la energía entregada por unidad de superficie es menor (Lopes y col.,2002). No obstante, debe tenerse presente que la medida en que este efecto se produce varía según el grado de colimación de la radiación que se obtiene con el dispositivo en particular que este siendo empleado.

## VI. FASES PRE-GEL Y POST-GEL

En la polimerización de las resinas existe un punto de gelación, es decir un momento donde un material viscoso se transforma en un material rígido y ya no puede absorber o amortiguar las tensiones. El proceso de contracción total del material puede dividirse en dos etapas bien diferenciadas que coinciden con las del proceso de polimerización:

En este sentido, debe tenerse presente que, ya que la situación se produce *durante* el proceso de transformación, se debe analizar lo que pasa durante dos momentos diferenciados. Estos momentos son conocidos como los que corresponden a las etapas pre y post gel del material.

La etapa pre-gel es aquella en que el material esta en forma de una masa plástica, una “pasta”, capaz de fluir hasta por la fuerza generada de su propio peso. Las tensiones generadas por la contracción que se produzca durante esta etapa pueden ser relajadas a partir de una deformación o flujo de esa pasta y no afectan la interfase con un sustrato ni al sustrato en si mismo; toda la relajación o deformación se produce en el material.

En la etapa post-gel o etapa vítrea, en cambio, el material ha alcanzado propiedades de rigidez suficiente como para no deformarse con facilidad. Las tensiones generadas por la contracción pueden, por ende, no ser fácilmente disipadas por deformación del material y pueden relajarse afectando la interfase con el sustrato o transmitirse a este último.

Con las resinas que polimerizan químicamente la contracción (o el esfuerzo) se inicia al comenzar la mezcla del material, como éste se encuentra todavía en estado fluido, amortigua ese esfuerzo. El punto de gelación es más lento de alcanzar generando una gran amortiguación del esfuerzo. Al material polimerizado le queda una pequeña parte para amortiguar esa contracción.

Debido al retraso de ese punto de gelación donde se prolonga el estado viscoso, la fuerza de contracción final es menor. Por eso es que las resinas autopolimerizables generan menores tensiones. Hay que tener presente la porosidad final de este biomaterial producto de la mezcla manual y por lo tanto la mayor cantidad de monómeros sin conversión.

Los métodos que retrasen el inicio del punto de gelación producirán resinas compuestas con menos esfuerzos residuales y por lo tanto menos tensión en la interfase adhesiva y desadaptaciones marginales.

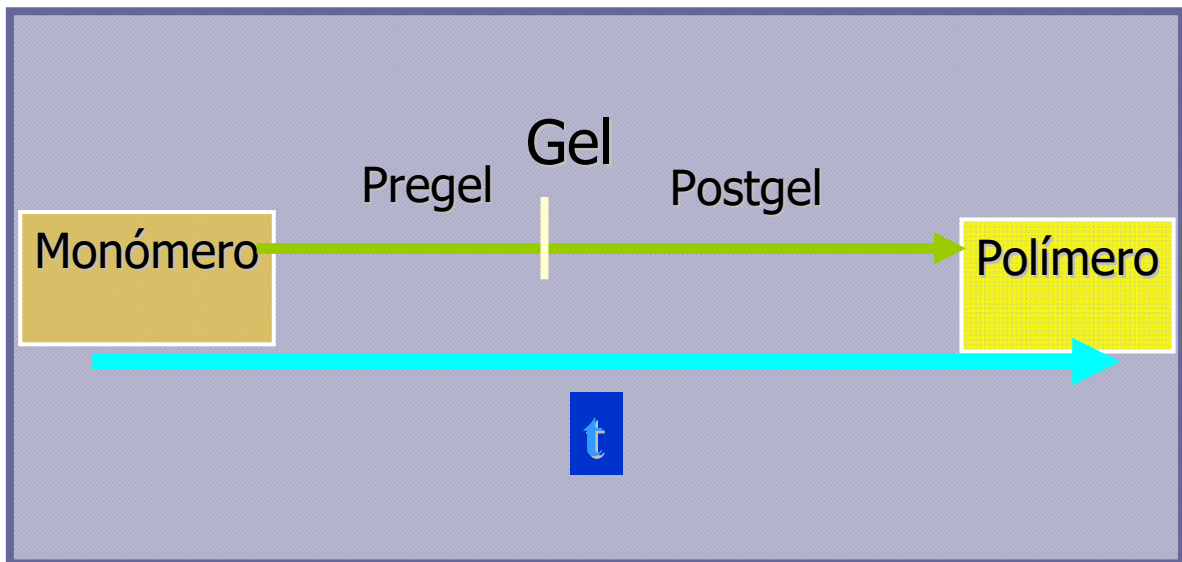


Fig. 1 Composite de Autopolimerización

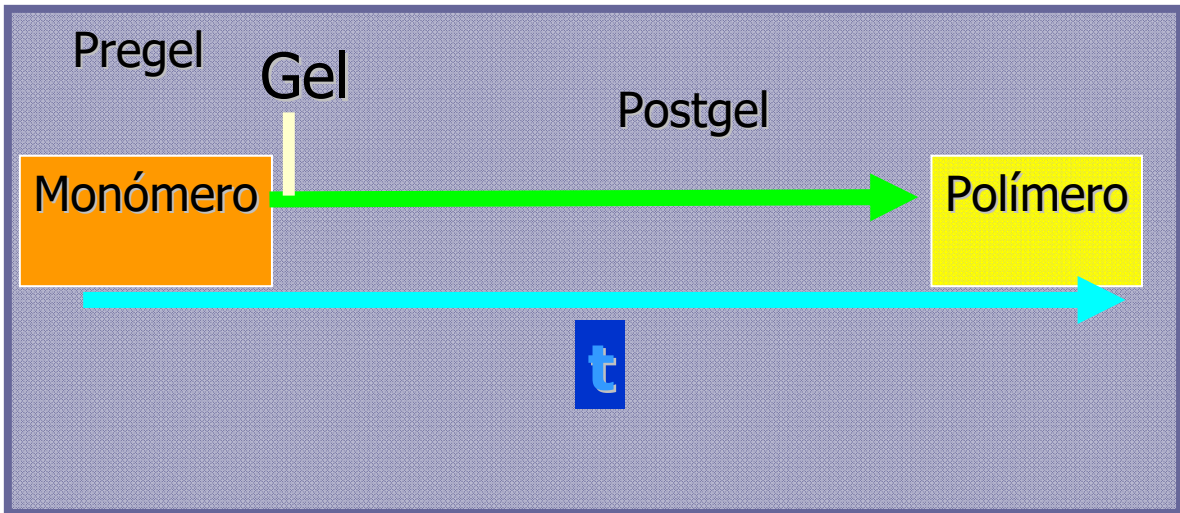


Fig. 2 Composites de fotopolimerización

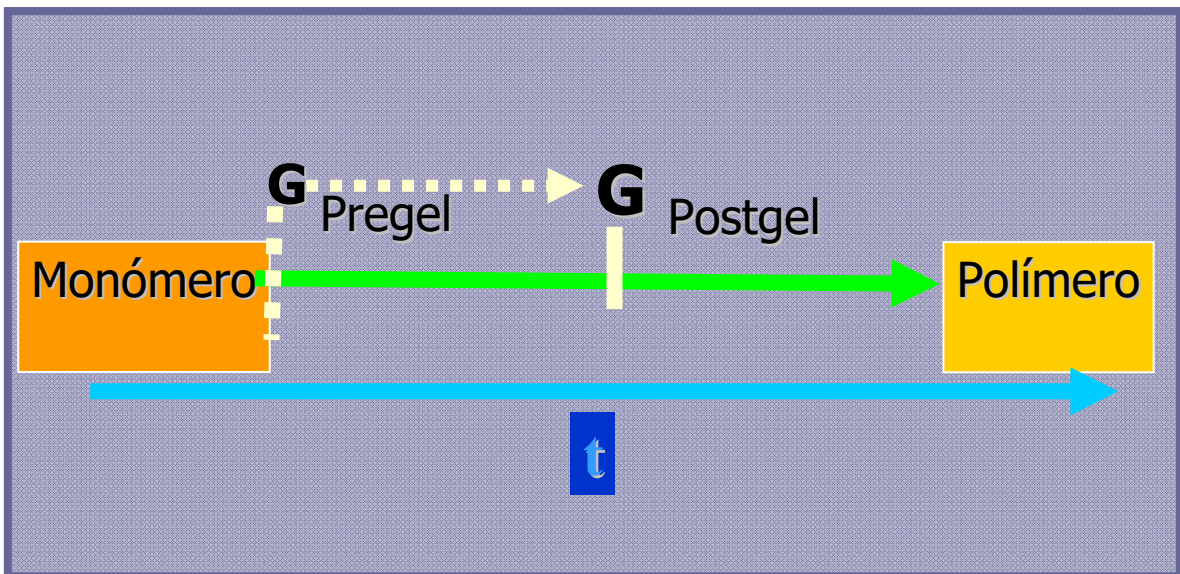


Fig. 3 Composites de fotopolimerización con baja intensidad inicial.

## VII. FACTOR "C"

La idea es que en el momento en que se produce la polimerización exista la mayor cantidad de superficie libre de material restaurador (composite) . Estas condiciones de baja relación o cuociente entre cantidad de superficies adheridas y cantidad de superficies libres, que es mencionado en la bibliografía como "Factor C", permiten que la relajación de las tensiones tienda a hacerse en estas últimas, evitando que se vean afectadas las superficies en contacto con tejido dentario.

Surgió entonces un concepto, el factor de configuración cavitaria de las preparaciones dentarias, "factor C" (FEILZER, DE GEE Y DAVIDSON 1987), que procura analizar el riesgo de las diferentes preparaciones o cavidades de sufrir

desadaptación marginal por Stress de Contracción. Se puede definir al factor C, como el resultado de dividir la cantidad de paredes donde habrá adhesión (superficie adherida) por la cantidad de paredes libres de adhesión (superficie libre).

Así la situación mas desfavorable es la realización directa de una restauración en preparaciones en forma de caja, como es el caso de las restauraciones de clase I, si se coloca el material desde el piso hacia la zona externa. Es conveniente realizar la restauración en capas sucesivas, abarcando idealmente una pared, para dejar así superficies libres a través de la cual se liberen las tensiones.

Por el contrario, es mas favorable la situación de una restauración directa, por ejemplo una carilla de composite. En estos casos debido a la existencia de una gran superficie libre disponible, el factor C adquiere un valor mas reducido y consecuentemente un mayor potencial para liberar tensiones.

#### **A. FORMA DE LA CAVIDAD Y STRESS DE CONTRACCIÓN**

El composite para compensar la fuerza de contracción debe poder ser libre para deformarse, cada superficie del diente con la cual el composite establece una relación adhesiva reduce su posibilidad de deformarse. En una cavidad mientras mas alto el número de paredes en las cuales el composite esta adherido, menor es su deformación y por lo tanto mayor será el stress de contracción, como se ilustra en la figura 4 y 5.

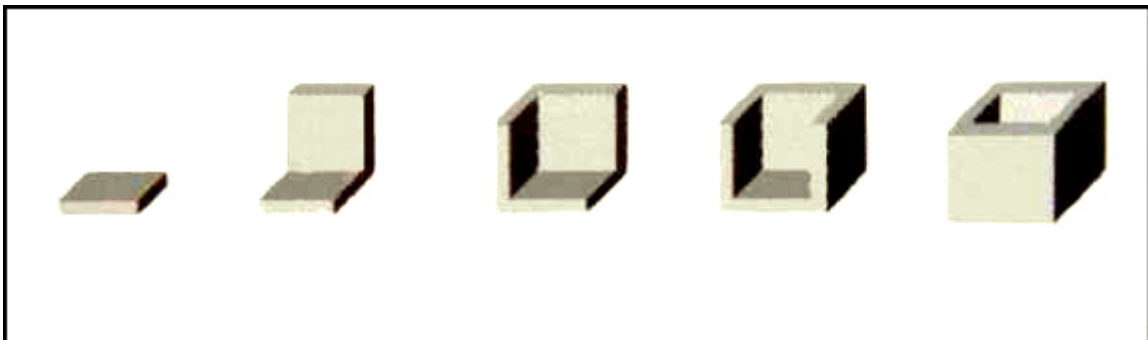


Fig. 4 Relación entre la superficie adherida y no adherida.

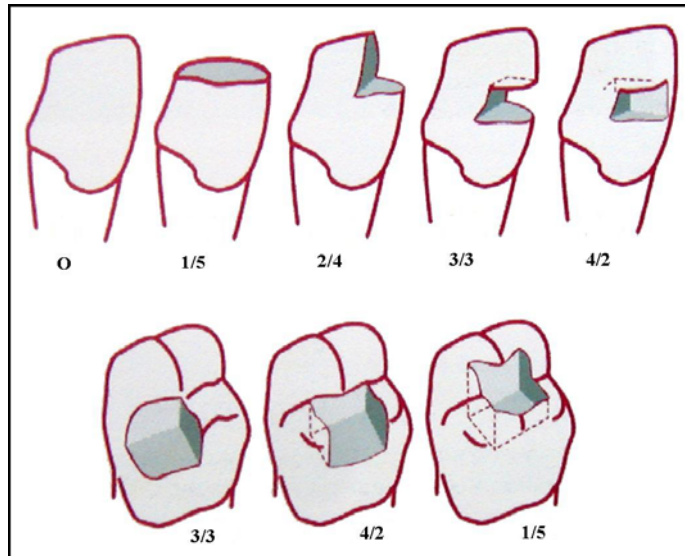


Fig. 5 Forma de la cavidad y stress de contracción

Si bien todas estas son posibilidades de manejo clínico tendientes a crear situaciones más favorables, es difícil cuantificar su efecto y establecer comparaciones entre ellas. Tanto las investigaciones de laboratorio como las clínicas carecen del poder estadístico o la validez suficiente como para permitir arribar a conclusiones definitivas sobre los beneficios que puedan obtenerse con cada una de ellas.

Cuando polimerizamos una resina tratará de contraerse, pero como supuestamente está adherida a las paredes cavitarias (superficie adherida), no podrá hacerlo y utilizará como lugar de escape de tensiones la superficie de la restauración (superficie libre). Surge entonces un problema: las cavidades tienen más de una pared y cada pared "tira" para su lado, generando un juego de tensiones donde la pared con más bajo valor de adhesión sufrirá el despegamiento de la restauración, o fractura.

Entonces :

$$\text{Factor C} = \frac{\text{Sup. Adherida}}{\text{Sup. Libre}}$$

Este índice aumentará en preparaciones oclusales clase I (donde será 5) y disminuirá a medida que existan más superficies libres (o de escape) o disminuyan las de adhesión (clases 4).

Por lo tanto a mayor factor C, existen más riesgos de desadaptaciones marginales, fracturas dentarias y flexión cuspeada. Tal como lo muestran las figuras 6 y 7.



Fig. 6 Fractura dentaria originada por el stress de contracción

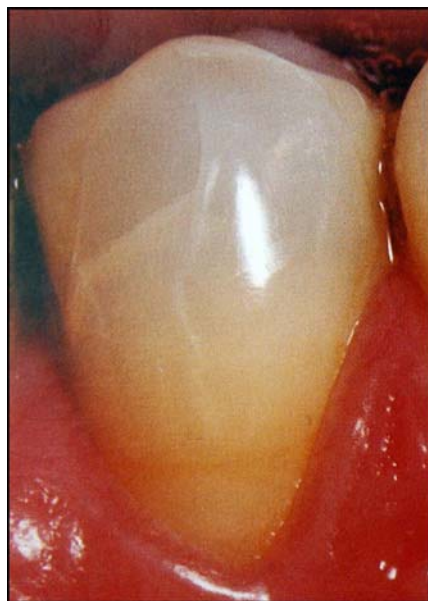


Fig. 7 Fractura dentaria originada por el stress de contracción

**B. DIVERGENCIA DE LAS PAREDES CAVITARIAS Y STRESS DE CONTRACCIÓN**

La divergencia de las paredes cavitarias hacia la superficie externa del diente (oclusal en una clase I, palatina en una clase III) aumenta la superficie libre cavitaria, (Fig. 8 c) y por lo tanto la posibilidad de deformación del composite, en cambio la presencia de paredes retentivas al llegar al borde cavo superficial (Fig. 8 a) contribuyen a limitar la posibilidad de deformación del composite en fase de polimerización y aumenta el stress de contracción.

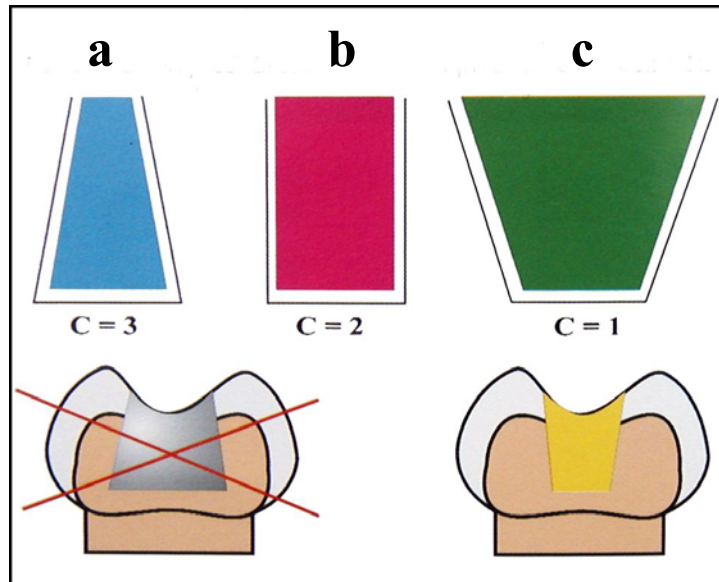


Fig. 8 La divergencia de las paredes cavitarias, aumenta la superficie libre del material restaurador.

## VIII. GEOMETRÍA DE LAS CAPAS DE COMPOSITE Y CONTRACCIÓN LINEAL

La geometría de las capas de composite condiciona la intensidad de las fuerzas de contracción lineal del composite y por lo tanto el stress de contracción.

En un cuadrado por ejemplo la contracción de cada lado es porcentualmente idéntica, en cambio en un rectángulo el lado mayor se contrae más que el lado menor, y en un triángulo rectángulo la contracción de la hipotenusa es mayor que en cada uno de los catetos (Fig. 9). Esto tiene aplicación práctica en la técnica incremental de las resinas.

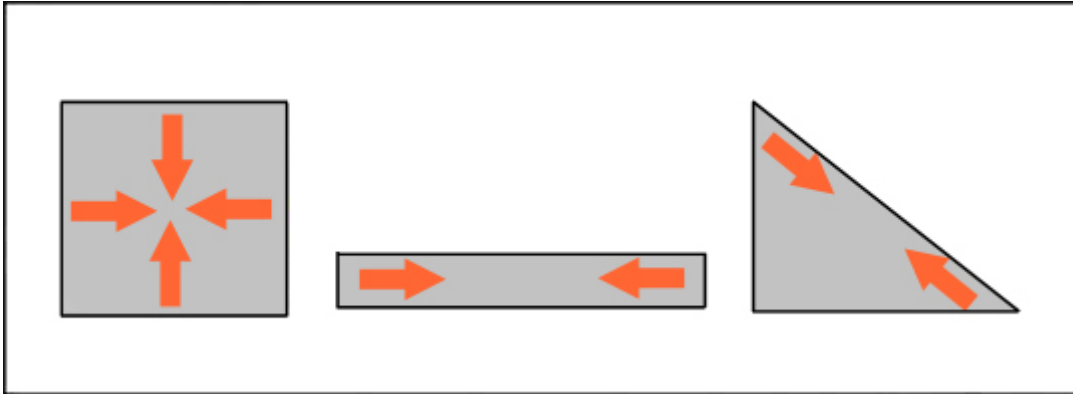


Fig. 9 Contracción lineal de acuerdo a la geometría de las capas de composite.

### IX. VECTOR DE POLIMERIZACIÓN

En los composites de autopolimerización, la polimerización es uniforme en toda la masa generándose las fuerzas de contracción de manera centrípeta (HANSEN, 1982) (Fig. 10 y 11).

El calor acelera la reacción de polimerización porque en los dientes vitales la pulpa es una fuente de calor y por lo tanto es mayor la temperatura en el fondo de la cavidad, mas que en el área oclusal. Fusayama, (1991-1992), sostiene que los composite autopolimerizables tienen durante la contracción un desplazamiento hacia la pulpa, porque en esa dirección la reacción de polimerización sucede primero y con mayor intensidad.

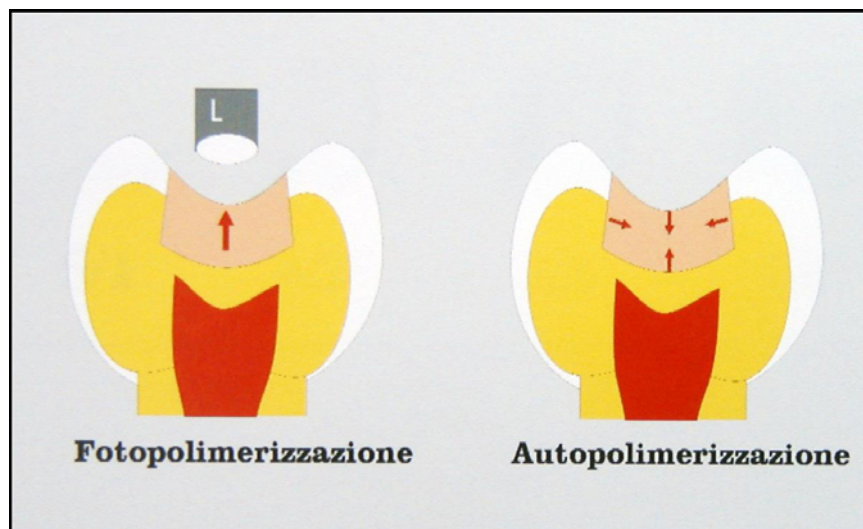


Fig. 10 En las resinas de autopolimerización, las fuerzas tensionales se ejercen de manera centrípeta.

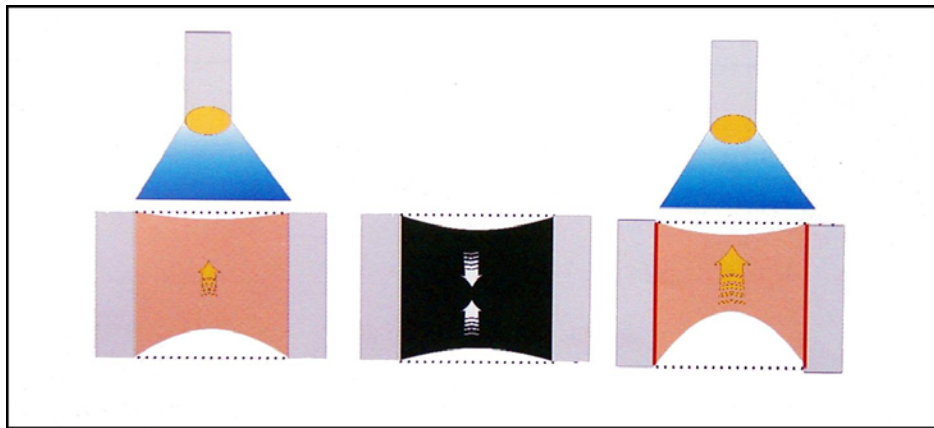


Fig. 11 Diagrama de fuerzas tensionales.

**X. DISMINUCIÓN DE LA INTENSIDAD LUMINOSA SEGÚN LA DISTANCIA**

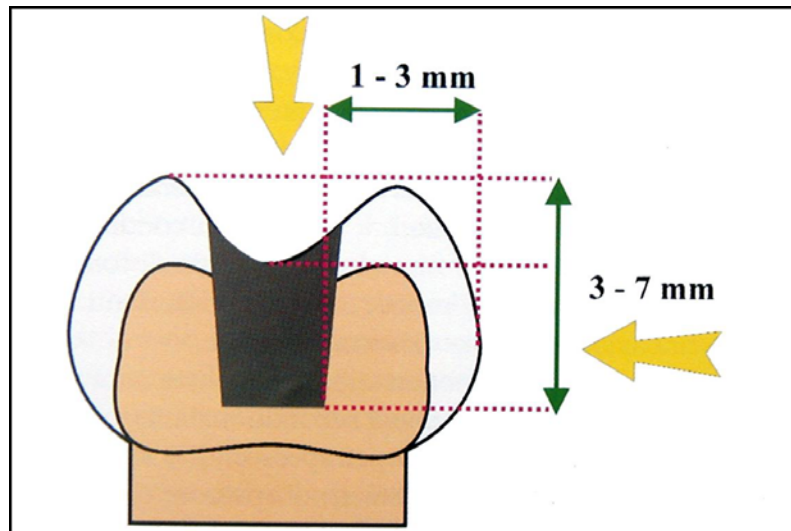


Fig. 12 Disminución de la intensidad de la luz, según la distancia de la fuente lumínica

	400 mw/cm <sup>2</sup> 1mm de composite (60 seg. de luz)	800 mw/cm <sup>2</sup> 2 mm de composite (60 seg. de luz)
5 mm distancia	250	250

7 mm distancia	200	200
10 mm distancia	150	150
1 mm dentina	120	120
2 mm dentina	20	20

La luz sufre una disminución en función al cuadrado de la distancia que se tiene entre la fuente de luz y la superficie iluminada. El espesor, el grado de opacidad, la saturación o croma y la fluorescencia del material son fenómenos que limitan la transmisión de la luz a través del composite y son factores importantes de disminución luminosa, pero también el espesor de la pared dental a través de la cual uno puede fotopolimerizar.

Además hay que tener en cuenta el estado de la lámpara de fotopolimerización. Por lo tanto tomando en cuenta todos estos factores la el parámetro mínimo de la lámpara de fotopolimerización no debe ser inferior a 400 mW/cm<sup>2</sup>. Pero para cumplir con esta exigencia para llegar a la parte mas cervical de la cavidad, teniendo presente los factores que limitan la transmisión de la luz, es necesario idealmente una lámpara de 800 mW/cm<sup>2</sup>. Para una lámpara de 400 mW/cm<sup>2</sup> los aportes de composite no deben ser superior a 1mm con un tiempo de exposición de 60 seg. por capa, mientras que para una lámpara de 800mW/cm<sup>2</sup> se pueden colocar estratos de hasta a 2mm.

Debido a esta disminución de la intensidad luminosa, a medida que la zona cavitaria tiene mayor profundidad, si el profesional no tiene en cuenta estos parámetros, y ademas trabaja con lámparas bajo 400 mW/cm<sup>2</sup>, aunque la fuerza de contracción sea menor, por el deficiente grado de conversión de los monómeros la polimerización se verá reducida, con el consecuente daño para la adhesión.

## XI. CONTRACCIÓN VOLUMÉTRICA V/S STRESS DE CONTRACCIÓN

La contracción y, el stress de contracción son conceptualmente distintas pero íntimamente unidas. La primera, tiene que ver con el volumen para un mismo composite; es inevitable, la segunda es fuente de problema clínico y por lo tanto se puede evitar o por lo menos limitar. Es posible disminuir el stress de contracción a pesar de tener una natural contracción del composite y al mismo tiempo garantizar un adecuado sellado marginal. Los principales factores que influyen y por lo tanto los parámetros en los cuales se puede intervenir pueden estar bajo control.

Factores que influyen en la contracción volumétrica y en el stress de contracción

CONTRACCION VOLUMETRICA	STRESS DE CONTRACCION
Volumen del composite	Velocidad de polimerización
Relación Resina/Relleno	Dirección de polimerización
Tipo de polimerización ( auto o foto )	Deformación plástica del comopsite
Grado de conversión	Módulo elástico del composite

Química del monómero	Módulo elástico del sustrato de adhesión
Intensidad y tiempo de fotoactivación ( grado de conversión )	Forma cavitaria o factor C
	Geometría del aporte

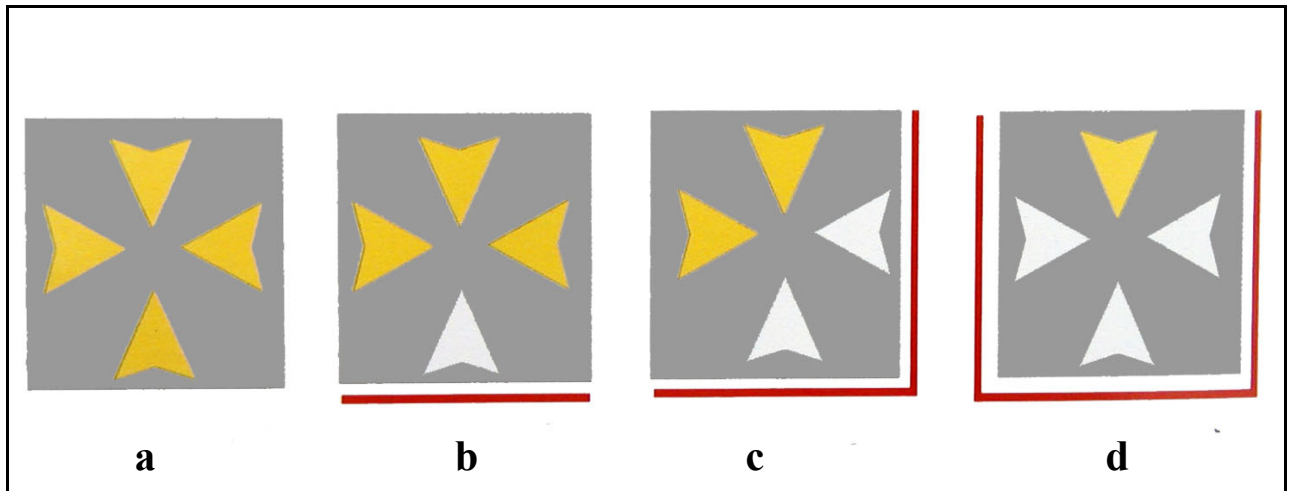


Fig. 13 Contracción: flecha amarilla Imposibilidad de contracción: flecha blanca  
Superficie adherida: líneas rojas.

El composite representado en la figura 13 a, presenta una contracción natural en su fase de polimerización, no presenta stress de contracción puesto que no se establece ningún antagonismo de fuerza con alguna superficie adhesiva. En la fig. 13 b, c y d, el stress de contracción, o sea el antagonismo entre contracción y adhesión, aumenta progresivamente a medida de que se reduce proporcionalmente la posibilidad de deformación.

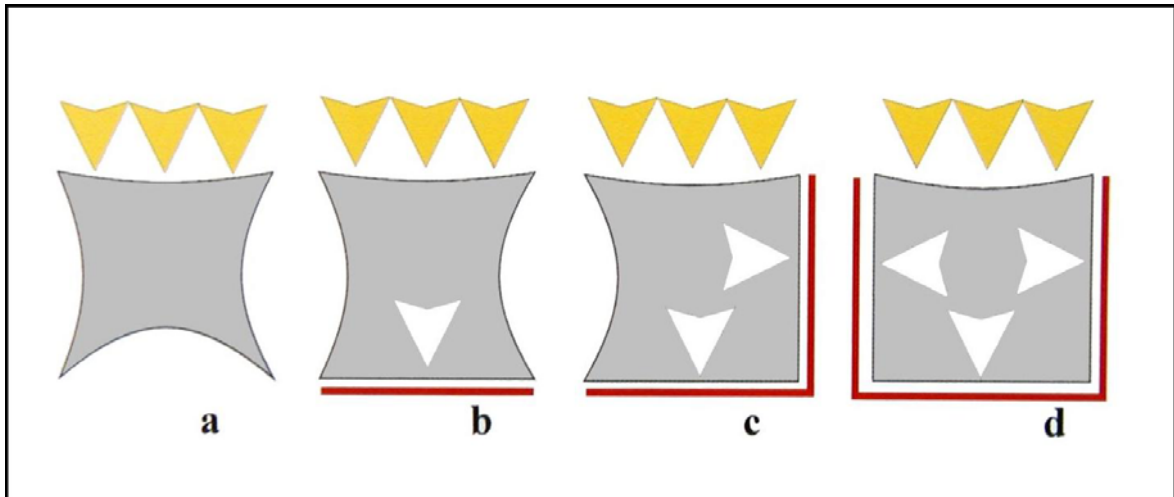


Fig. 14 Relación entre la fuerza de adhesión: flecha blanca Dirección de fotopolimerización: flecha amarilla Superficie adherida: líneas rojas Deformación de la superficie libre

Como sabemos el stress de contracción también está influenciado por la exposición luminosa, la dirección de la luz como ilustra la fig. 14 es importante. El material se deformará poco en la superficie en contacto directo con la luz de fotopolimerización (cuya dirección está indicada con la flecha amarilla) debido a que allí se polimeriza antes que cualquier otra porción del material, contrayéndose rápidamente, y por lo tanto teniendo poca posibilidad de deformación, a diferencia de la superficie libre lejana a la luz donde la activación de la polimerización es menor y por lo tanto el stress de contracción es menor porque el composite tiene la posibilidad de deformarse al no estar traccionado por la pared de adhesión. En esta superficie la deformación y la concavidad del material resultante será mayor.

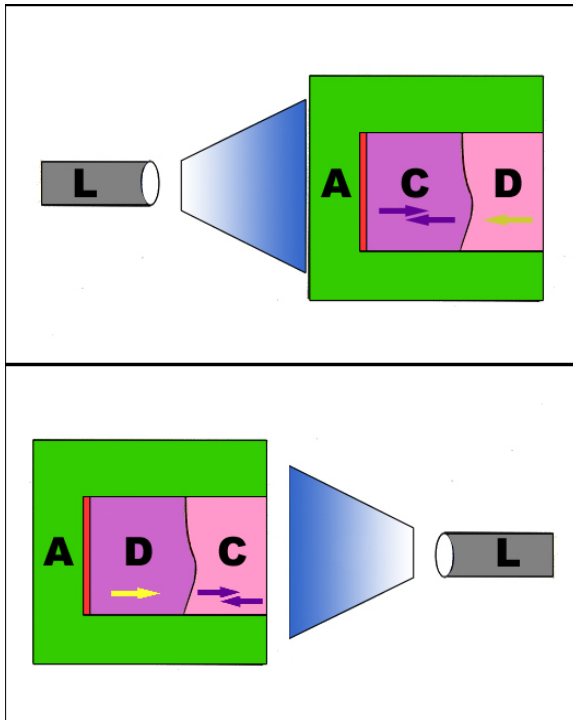


Fig. 16

Fig. 15

La fuente de luz que inicia la polimerización, determina el sentido de la fuerza de contracción. En las figuras esta representada la importancia de la fotopolimerización, al determinar el sentido de la contracción deformación.

En la (Fig. 15), la luz (L) activa la polimerización de la parte de composite en contacto con la superficie adhesiva (A). La porción C del composite, que polimeriza y se contrae primero, encuentra rápidamente una correcta adhesión, mientras la porción del composite más lejana a la fuente luminosa (A), polimeriza mucho menos y, deformándose, disminuye la tensión que produce la contracción. En este caso la cavidad, está abierta en la zona donde el composite debe deformarse (D), allí no hay obstáculos para que esto suceda; el composite está libre para deformarse.

En el segundo caso (Fig. 16), la polimerización sucede en sentido contrario. El composite que polimeriza primero, al mismo tiempo cierra la cavidad aprisionando la parte mas profunda del composite que, en este punto, encerrado entre paredes rígidas tiene una muy escasa posibilidad de deformarse. El composite, se desplaza hacia la fuente luminosa (D) y se encuentra en la zona mas profunda, menos polimerizado y justo en contacto con la superficie adhesiva, con la cual será muy difícil que pueda establecer una eficaz adhesión, en virtud de su desplazamiento al contraer, al no tener una correcta polimerización, y por lo tanto, una eficaz adhesión a la superficie (A). Por consiguiente el stress de contracción que sucede en la Fig. 16, es mucho mayor que en la situación de la (Fig. 15)

Estas láminas tienen relación con las situaciones clínicas, como en el caso de una clase III de Black, abierta por palatino y con pared vestibular, donde la punta de la lámpara se coloca por labial, y en la (Fig. 16), donde la dirección es a menudo oclusal;

en este último caso, es necesario recurrir a la reducción volumétrica de los estratos de composite, a una polimerización con luz controlada, y a la introducción de materiales intermediarios, ionómero de vidrio.

## **XII. MANEJO CLÍNICO PARA CONTROLAR EL STRESS DE CONTRACCIÓN**

Las preparaciones cavitarias con la mayor cantidad de superficies libres de material restaurador, en relación con la superficie de contacto entre este y el diente; las técnicas de inserción del material en capas orientadas para dejar superficies de material disponibles para la relajación de tensiones; la ya mencionada regulación de la intensidad y orientación de la radiación activadora; el uso de la interfase adhesiva de materiales con bajo módulo elástico( baja rigidez), representados por los composites flow ( teniendo presente su alta contracción volumétrica) , o los adhesivos “con relleno” , son algunas de las técnicas para facilitar la relajación de tensiones.

El mecanismo de retención de estos materiales difiere sustancialmente de otros (ej. : amalgama) donde es necesario establecer una traba mecánica. Con los materiales resinosos empleamos la adhesión como mecanismo de retención (entendiendo por adhesión mecanismos que unen partes a través de uniones micromecánicas y/o químicas). Esto nos da una gran ventaja, ya que podemos ser económicos en el desgaste de tejidos al preparar la pieza.

Se sabe que esas tensiones y la reducción volumétrica del material aumentan conforme aumenta el volumen del material empleado.

Sabiendo entonces que a mayor volumen de composite, tenemos mayor probabilidad de tener complicaciones, podemos reducirlo de algunas formas.

Una de ellas será emplear, en el reemplazo de la dentina perdida (ocupando gran parte del volumen cavitario), un material que tiene propiedades mecánicas muy similares a la dentina, y que puede adherirse químicamente y micromecánicamente al composite: ej, el ionómero vítreo.

Se creará entonces un verdadero sustituto de la dentina perdida (algunos autores lo llaman también dentina artificial o material intermediario). Tal vez lo más significativo que se produce con esta situación es el ocupar la mayor parte del volumen cavitario con un material que se contrae y expande muy semejante a la dentina, pudiendo sellarla completamente.

Habrá que considerar que si la adhesión es buena, las tensiones pueden también trasladarse a la estructura dentaria adyacente, generando deformación dentaria (fisura, y/o fracturas). Por lo que será necesario cumplir con las maniobras que tiendan a disipar esas tensiones a nivel de los márgenes, además de buscar solamente una alta resistencia adhesiva del material.

Se ha comprobado en estudios muy recientes que la contracción de polimerización, puede reducirse cuando las primeras emisiones de luz que el material recibe para su polimerización sean de baja intensidad (menos de 200 mW/cm<sup>2</sup>). Se cree que eso es debido a que las tensiones internas del material tienen más tiempo para relajarse o al menos no son tan intensas al iniciarse la polimerización. Esto se debería a

lo analizado al principio referido a la fase pre - gel de la polimerización; al prolongarla, las tensiones tienen más tiempo para disiparse. Entonces al recibir menos potencia lumínica el material retrasa su punto de gelación, disipando tensiones.

Es para recalcar que las unidades de fotoactivación actuales generan una alta intensidad lumínica (más de 600 mW/cm<sup>2</sup>), y se sabe que a mayor intensidad de luz, más completa es la polimerización de ese material y pueden reducirse los tiempos de exposición. Esta alta intensidad de polimerización no daría el tiempo ideal a la relajación de tensiones al iniciar la contracción dejando tensiones residuales.

Para permitir relajar tensiones (baja intensidad) y luego polimerizar más completamente (alta intensidad) se ha desarrollado unidades que van incrementando su intensidad en el momento de la polimerización. A veces lo hacen en forma escalonada, otras en forma gradual.

A esta técnica se la conoce como polimerización gradual ó de inicio lento (Pulse Delay). Lo más habitual es entregar los primeros 10 segundos con baja energía seguido de un ciclo de 30 segundos de alta energía.

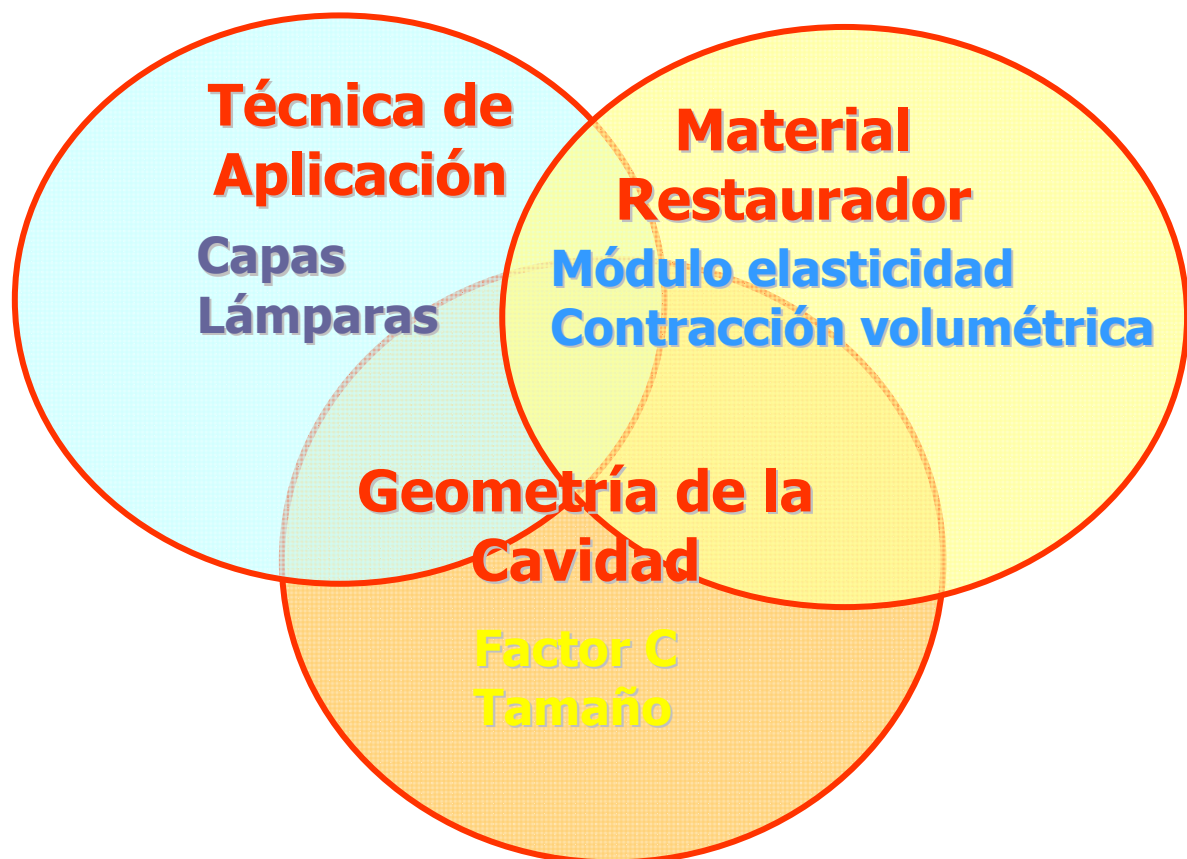


Fig. 17 Factores que causan stress.

Podemos realizar maniobras clínicas que imiten ese accionar con unidades que no posean esa característica:

- Alejando la punta emisora de luz unos cm (2 ó 3) e ir aproximándonos gradualmente hasta casi entrar en contacto con el material. De esta forma debido al efecto "linterna" de las unidades de polimerización (o sea la disipación de la luz a medida que nos alejamos), podemos reducir esa intensidad.
- Polimerizando a través de tejido dentario para luego hacerlo directamente. La absorción de la luz por ese tejido hará que el material reciba menor intensidad al inicio.

Un material más rígido como por ejemplo un composite de alta carga cerámica para el sector posterior puede sufrir mayor stress de contracción que uno que sea más elástico.

Esto puede contradecirse con los clásicos conocimientos que dicen si el material tiene menor cantidad de matriz orgánica y mayor carga cerámica debería contraer menos. Puede contraer menos, pero presenta mayor stress de contracción que es en definitiva lo que nos interesa. Esto puede explicarse por el comportamiento elástico de ese material que no da margen a la relajación de las tensiones que en él se originan y transmiten esas fuerzas hacia la interfase adhesiva. Por el contrario en los materiales de menor carga, la fuerza de contracción es menor aunque la contracción volumétrica sea mayor.

Por este motivo es que se recomienda el uso de materiales de menor módulo elástico, más elásticos, para actuar como verdaderos "rompefuerzas" o amortiguadores elásticos ( "stress breakers") en el momento de transmitirse las tensiones al área marginal. Así los llamados composites flow ( o fluídos ) se colocan como primer incremento sobre la pared cavitaria antes de colocar un material de menor comportamiento elástico. Sin embargo otros investigadores señalan no estar de acuerdo con esto último, debido a la gran contracción volumétrica de los flow. Algo similar podemos lograr empleando cualquier adhesivo si colocamos y fotoactivamos varias capas (tres o más).

Todos están de acuerdo sin embargo en la colocación de ionómeros de vidrio convencionales o modificados con resina como material intermediario para reducir el stress de contracción al polimerizar.

También han aparecido en el comercio sistemas de adhesión con adhesivos "estructurales" que contienen algo de carga cerámica; su empleo tendría la misma ventaja de actuar como un amortiguador elástico.

Otra maniobra muy importante es la colocación de las resinas por capas (técnica incremental). De esta manera se irán relajando esas tensiones evitando la colocación de un volumen exagerado de material que provoque mayor desadaptación marginal. Aquí será muy importante tener en cuenta que al hacer los incrementos se evite colocarlos enfrentando dos o más paredes ( uniéndolas a manera de puente) .

### **XIII. PERFIL TEÓRICO DE LAS RESINAS UTILIZADAS EN ÉSTA INVESTIGACIÓN**

### a) ESTHET – X (DENSTPLY)

El esthet – X es un composite microhíbrido y radiopaco con un tamaño de partícula promedio de 0,6 a 0,8 micrones, además del nano relleno de dióxido de silicona (10 a 20 nanómetros). El porcentaje total de los rellenos inorgánicos es de 60% en volumen y el porcentaje por peso es de 77%.

La matriz de resina del Esthet – X esta basada en un sistema de resina de matriz de uretano modificado con Bis-gma. Consiste principalmente en Bisgma- adduct , Bisfenol-A ,dimetacrilato etoxilado y ,trietilen glicoldimetacrilato (Tegdma). El alto peso molecular de Bisgma – adduct (una porción importante de la matriz de la resina) contiene pocos enlaces adhesivos C = C por molécula, lo cual contribuye a disminuir la contracción de polimerización durante ésta.

La matriz contiene una combinación de diquetona, camforquinona y la amina orgánica etil-4-dimetilaminobenzoato (EDAB), la cual ha sido optimizada para proveer suficiente tiempo de trabajo clínico (sensibilidad reducida a la luz ambiente).

### b) TETRIC CERAM (VIVADENT)

Tretic Ceram presenta cinco tipos de rellenos , tres de ellos son cerámicos y dos adicionales, con un tamaño de partícula que varia entre 0,04 a 3 micrones.

Los rellenos son:

1.- Cerámicos.

**Vidrio de Bario;** que mejora el comportamiento de fuerzas abrasivas, da radiopacidad y mejora las propiedades ópticas.

**Vidrio de Bario- Aluminio- Fluorsilicato;** mejora el comportamiento frente a la abrasión, otorga radiopacidad y libera fluoruros.

**Oxidos Mixtos;** brindan translucidez.

2.- Adicionales.

**Sílice de alta dispersión;** da consistencia.

**Trifloruro de Iterbio;** otorga radiopacidad y liberación de fluoruros.

La matriz se compone de tres monómeros bien conocidos: BIS-GMA, UDMA y TEGDMA. Los tres monómeros son bifuncionales y poseen dos enlaces dobles polimerizables. Así la mayoría de las moléculas de los monómeros están integradas en una red entrelazada que forma polímeros dejando un contenido de monómero residual mínimo.

### c) SUPREME (3M-ESPE)

Es un material restaurador de Nanoresina cuya composición esta dada por BIS-GMA, BIS-EMA (6), UDMA con pequeñas cantidades de TEGDMA.

El rango de tamaño de partícula es de 0,6 a 1,4 micrones, la carga de relleno es de 78,5 % en peso, en el caso de los tonos radiopacos, en cambio, en los tonos translucidos la carga del relleno es de 72,5 % en peso.

El relleno inorgánico esta dado por nanopartículas de sílica con un tamaño de partícula de 75 nanómetros para los composites translúcidos, mientras que los colores radiopacos presentan un relleno de nanopartículas de zirconia/ sílica con un tamaño de 5 a 20 nanómetros.

#### **d) SYNERGY (COLTÈNE)**

Es un composite híbrido

Esta compuesto por partículas de estroncio y de bario de vidrio

Matriz de resina RIO, para mejorar el comportamiento óptico del biomaterial

Matriz de resina HCM, le otorga fluidez y baja contracción de polimerización

#### **e) P60 (3M-ESPE)**

Este composite presenta en su matriz 3 componentes principales: TEDGMA, UDMA (uretano dimetacrilato) y Bis-EMA(6)1 (Bisfenol A polietilen glicol diéter dimetacrilato). Las últimos dos componentes presentan un alto peso molecular. El alto peso molecular de la resina de menor contracción volumétrica.

La distribución del tamaño de la partícula es de 0,01 micrones a 3,5 micrones con un tamaño promedio de partícula de 0,6 micrones.

#### **f) HELIOMOLAR (VIVADENT)**

Composite de microlleno cuya matriz esta compuesta de Bis- GMA, dimetacrilato de uretano y decanodiol-dimetacrilato (22% en peso). Las partículas de relleno se componen de dióxido de silicio altamente disperso, partículas prepolimerizadas, trifluoruro de iterbio y copolímero (77.8 % en peso). Además contiene catalizadores, estabilizadores y pigmentos (0,2 % en peso).

El contenido total de relleno inorgánico es del 46 % en volumen y 66,7 % en peso respectivamente. El tamaño de las partículas oscila entre los 0,04 micrones y 0,2 micrones.

Se han desarrollado materiales que modifican su matriz orgánica (responsable de la contracción de polimerización) con el objeto de disminuir el problema.

Algunos reemplazan la matriz de BIS-GMA por otra donde copolimerizan monómeros inorgánicos con orgánicos. Utiliza el polisiloxano con el agregado de un grupo orgánico con dobles ligaduras (dimetacrilatos) que le permite polimerizar con luz visible.. Se obtiene así una matriz que posee un " esqueleto" o cadena Si - O - Si que copolimeriza con grupos orgánicos. La matriz resulta ser entonces ser más cerámica que orgánica y las moléculas más grandes lo que disminuye el porcentaje de contracción (recordar que el tamaño o peso molecular de los monómeros condicionarán su contracción de polimerización). Son los llamados Ormocer (por la abreviación de las siglas en inglés " Organically Modified Ceramic")(Ej. : Admira-VOCO).

### **g) ADMIRA (VOCO)**

El ORMOCER es un material de interconexión orgánicos modificados, no metalizados e inorgánicos. La matriz forma una red inorgánica desarrollada por la condensación de polímeros. La columna vertebral a base de silicodioxido está funcionalizada con unidades orgánicas polimerizables. Resultan polímeros de adhesión tridimensionales, que une componentes (inorgánicos) hialoideos con componentes de polímeros (orgánicos).

La estructura es comparable con un trozo de alambre de púas, enredado tridimensionalmente como un ovillo. El alambre corresponde a la columna vertebral silicodioxido inorgánico, las púas corresponden a las unidades orgánicas polimerizables.

Otras líneas de investigación persiguen desarrollar monómeros que reemplazarían parcial o totalmente al BisGMA, que permitan tener una expansión de volumen a través de una apertura de anillos en su proceso de polimerización.

*(HANSE y ASMUSSEN,1989) mostraron que, a través de la expansión higroscópica consecuente de la imbibición de líquidos por la fase orgánica de las resinas, puede haber cierta compensación de la contracción de polimerización, principalmente para resinas con menor cantidad de fase inorgánica. Por esto, (LAMBRECHTS, 1987), afirmó que las propiedades mecánicas son afectadas por esa absorción, pues ella actúa como plastificante y agente de corrosión, debilitando la interfase partícula/matriz.*

### **3. HIPOTESIS**

Las resinas compuestas, presentan diferente grado de stress de contracción al ser polimerizadas con técnica convencional, por una lámpara de luz halógena.

### **4. OBJETIVOS**

#### OBJETIVO GENERAL

Evaluar in vitro el stress de contracción de algunas resinas compuestas, al ser sometidas a una técnica de polimerización convencional con una lámpara de luz halógena.

#### OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Conocer los fundamentos teóricos del stress de contracción en resinas compuestas.
- Evaluar los efectos que produce el stress de contracción sobre el tejido dentario.
- Conocer las técnicas utilizadas para disminuir los efectos del stress de contracción en el diente.

## 5. MATERIALES Y MÉTODOS

Para esta experimentación fueron seleccionadas 8 resinas compuestas directas, entre las cuales están:

- ADMIRA (VOCO)
- ESTHET-X (DENTPLY)
- TETRIC CERAM (VIVADENT)
- SUPREME A2E (3M)
- SUPREME A2D (3M)
- P60 (3M)
- HELIOMOLAR (3M)
- SYNERGY (COLTENE)

### METODO UTILIZADO

Para realizar la investigación se enviaron las muestras de resinas compuestas a Brasil, donde nuestro colaborador el DR. MILKO VILLARROEL, utilizó la metodología desarrollada por CASTAÑEDA & MONDELLI, donde fueron empleadas 2 bases metálicas de forma rectangular de 50 mm de altura, 6 mm de ancho y 2 mm de espesor. Posicionadas en forma paralela, una en el brazo móvil de la máquina de ensayos, a través de una célula de carga de 10 Kg (Fig.19), y la otra fijada al brazo fijo transversal. La máquina de ensayos Universal de Testes Emic® DL 500 fue utilizada en la experimentación (Fig. 18). La resina fue introducida (Fig.20) entre las bases metálicas, con 1 mm de altura, 6 mm de largo y 2 de ancho obteniendo un cuerpo de prueba de 12 mm<sup>3</sup> (Fig.21). En estas condiciones los cuerpos de pruebas tienen un factor C simulado de 1,5. Las bases quedaron fijas durante la experimentación, donde fueron aplicados 40s de luz por cada fotopolimerizador utilizando la técnica convencional, fotopolimerizando lo más próximo al cuerpo de prueba para permitir un total paso de luz a través de los 2 mm de espesura de la muestra, a una temperatura ambiente constante de 23°C. Las tensiones máximas fueron registradas en una curva Fuerza v/s Tiempo (grafico 1) y los valores finales expresados en N, con un total de 10 ensayos por cada equipamiento. El registro del ensayo comenzaba con el encendido del fotopolimerizador, pasados los 40s este era desligado pero el registro continuaba hasta completar los 120s donde se desconectaba la máquina de ensayo.

Durante el test, la célula de carga sufre una deformación por consecuencia de las fuerzas de contracción del material, obteniendo una curva Fuerza vs Tiempo para cada muestra.



Fig.18 Máquina de ensayo universal Emic DL-500



Fig.19 Célula de carga



Fig. 20 Base experimental

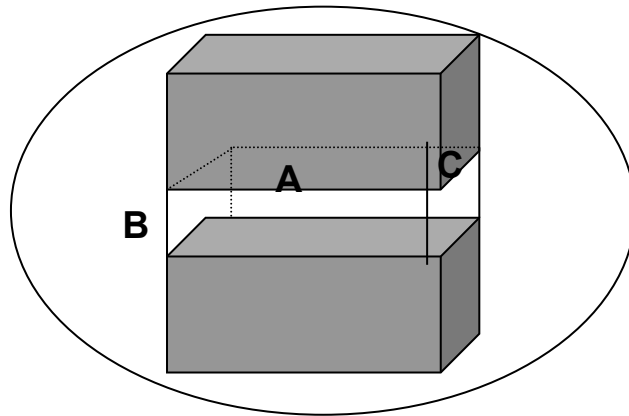
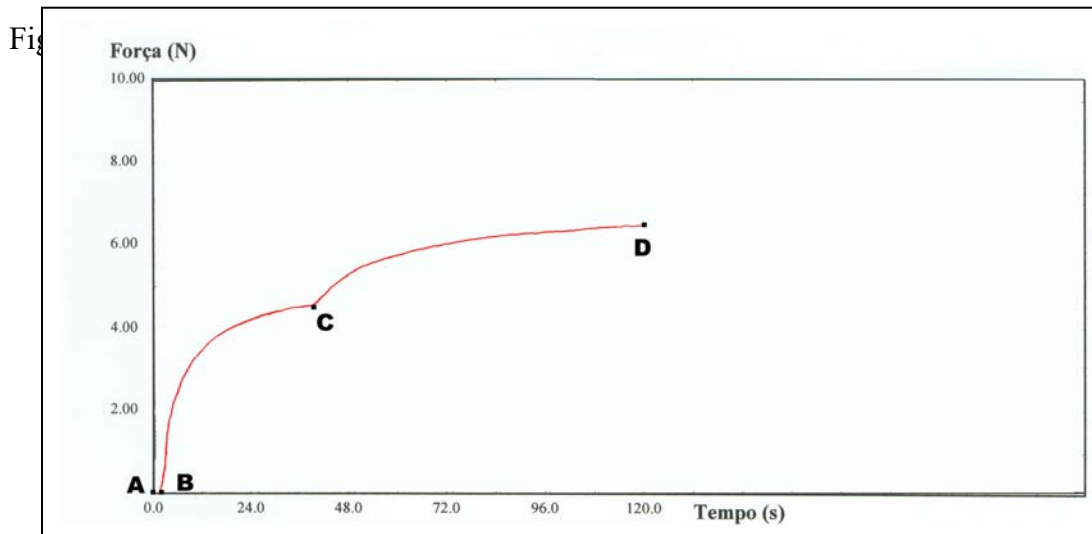


Fig. 21 Esquema de los cuerpos de prueba que se ubican dentro de la base experimental.

#### 4. RESULTADOS

Después de obtenidos los máximos valores de stress de contracción para cada cuerpo de prueba, fueron tabulados en cada uno se grupos posteriormente. se aplico el análisis estadístico de varianza de modelo de efecto fijo.

Para cada cuerpo de prueba se pudo observar el comportamiento gráfico de la Fig. 22



En el punto A se enciende el equipamiento, entre los puntos A y B se observa un tiempo muy reducido en el cual el material esta en etapa de pre-gel; entre este punto B y C las tensiones son rápidamente producidas generando una curva muy pronunciada. En el punto C es apagado el fotopolimerizador y se puede ver como hay un aumento en las fuerza de contracción (denominado salto) hasta llegar a una constante. Es importante observar como el material sigue contrayendo a pesar de que es apagado el fotopolimerizador. En el punto D es apagado el registro, a los 120 segundos.

ADMIRA (VOCO)	
CUERPO DE PRUEBA	FUERZA MÁXIMA (N)
1	5.84
2	5.73
3	5.80
4	5.87
5	5.71
6	6.07
7	6.05
8	5.80
9	5.87
10	5.97
MÉDIA	5.87

ESTHET-X (DENTSPLY)	
CUERPO DE PRUEBA	FUERZA MÁXIMA (N)
1	7.83
2	7.94
3	7.96
4	7.34
5	7.97
6	7.53
7	6.94
8	7.63
9	7.58
10	8.02
MÉDIA	7.67

TETRIC CERAM (VIVADENT)	
CUERPO DE PRUEBA	FUERZA MÁXIMA (N)
1	6.51
2	6.49
3	7.22
4	6.55
5	6.30
6	6.11
7	6.57
8	6.78
9	6.37
10	6.87
MÉDIA	6.57

SUPREME A2E (3M)	
CUERPO DE PRUEBA	FUERZA MÁXIMA (N)
1	5.86
2	6.03
3	6.17
4	6.27
5	5.76
6	6.12
7	5.63
8	5.76
9	6.10
10	5.96
MÉDIA	5.96

SUPREME A2D (3M)	
CUERPO DE PRUEBA	FUERZA MÁXIMA(N)
1	8.53
2	8.53
3	8.49
4	8.74
5	8.47
6	8.43
7	8.93
8	8.35
9	8.32
10	8.29
MÉDIA	8.50

P60	
CUERPO DE PRUEBA	FUERZA MÁXIMA (N)
1	7.31
2	7.69
3	7.49
4	7.83
5	7.69
6	7.68
7	7.26
8	7.65
9	7.72
10	7.75
MÉDIA	7.60

HELIOMOLAR	
CUERPO DE PRUEBA	FUERZA MÁXIMA (N)
1	6.19

2	6.43
3	6.46
4	6.58
5	5.66
6	6.19
7	6.42
8	6.61
9	6.50
10	5.80
MÉDIA	6.28

SYNERGY (COLTÈNE)	
CUERPO DE PRUEBA	FUERZA MÁXIMA (N)
1	6.02
2	6.09
3	5.81
4	5.69
5	6.10
6	5.78
7	5.73
8	6.22
9	5.94
10	6.20
MÉDIA	5.96

#### 4. DISCUSIÓN

Debido a que la estética hoy en día es muy importante, las resinas compuestas han tomado una gran relevancia, pero en ellas suceden algunos fenómenos no deseables como por ejemplo el stress de contracción inherente al material. Esto hace muy necesario estudiar las técnicas que ayuden a contrarrestar estas fuerzas. El composite debe ser colocado en las superficies cavitarias de forma que otorgue un muy buen sellado marginal para evitar infiltración de gérmenes, caries recurrente, macro y microfracturas de esmalte y dentina, dolor post operatorio y desprendimiento de la restauración.

Aproximadamente tres minutos es el periodo en que se encuentra una resina químicamente activada en su fase pre-gel, a partir de un minuto de iniciada la mezcla (base y catalizador) comienzan a generarse lentamente las tensiones (CAVINA, 2002). Esto permite que la resina compuesta compense, mediante escurrimiento de las superficies libres, la contracción sufrida (MONDELLI, 2002). Para las resinas fotopolimerizables el proceso de contracción ocurre de forma diferente, donde se puede observar en el gráfico que prácticamente no existe fase pre-gel, pasando rápidamente de un estado menos viscoso (pre-gel) a uno más rígido (pos-gel), conforme se muestran en los resultados obtenidos en este trabajo y en concordancia con los trabajos de (CASTAÑEDA-ESPINOSA; MONDELLI y MONDELLI; FRANCO, 2002).

Christensen en su trabajo explico que la composición de las resinas es mas importante que la forma de polimerización.

En este estudio se observo que las distintas composiciones de las resinas afectan el grado de polimerización y por lo tanto el stress de contracción.

En concordancia con los autores (CHEN et al.; CASTAÑEDA – ESPINOZA, MONDELLI e MONDELLI; MILKO VILLARROEL et al), pudimos comprobar que la curva fuerza versus tiempo para las resinas fotoactivadas se comporta en forma de “S”, como fue explicado en la Fig. 22.

La polimerización de las resinas compuestas fotoactivadas de manera convencional, disminuye notoriamente el tiempo en el que la resina permanece en la fase pre-gel (CASTAÑEDA-ESPINOSA, MONDELLI y MONDELLI, FRANCO, 2002; MILKO VILLARROEL et al, 2003), no permitiendo compensar la contracción de polimerización inicial. Esto concuerda con los resultados obtenidos en nuestro trabajo, porque al aplicar la lámpara de luz halógena convencional Optilux Demetron con 850 mw/cm<sup>2</sup> directamente sobre los cuerpos de prueba en resina compuesta, la fase pre-gel, fue muy corta produciendo un aumento del stress de contracción; si esta técnica se aplicara en la clínica, tendríamos una notable iatrogenia.

Christensen et al., y Mondelli, 2000) relataron que. El estrés de contracción de polimerización puede ser minimizado prolongando la fase pre-gel de la resina compuesta a través del uso de bajas intensidades de luz en el inicio del proceso, seguida de una fotoactivación de alta intensidad. Ese proceso mejoraría la integridad marginal de las resinas compuestas por disminución de las fuerzas generadas en la interfase diente/restauración (BOUSCHLICHER, 1997; FEILZER, 1995; LOESH, 1999; SUH, 1999). Cuando se utiliza una baja intensidad de luz al inicio de la fotopolimerización, un menor número de radicales libres serán activados, reduciendo o limitando la cantidad

de grupos de monómeros de metacrilatos que serán convertidos en polímeros, haciendo que la reacción de polimerización sea realizada más lentamente. Esto permite el alivio del estrés debido al escurrimiento de las moléculas por las superficies no adheridas cuando se acompaña con una técnica incremental.

De acuerdo con los resultados encontrados y por medio del análisis de las curvas Fuerza v/s Tiempo, se puede observar que el uso de baja intensidad inicial, parece ser la manera adecuada para propiciar el surgimiento de la fase pre-gel en las resinas fotoactivadas y así posibilitar mayor escurrimiento en la fase inicial de polimerización y, consecuentemente, menor transmisión de estrés a las estructuras dentales...

De acuerdo al estudio realizado en este seminario se aprecia que en el mercado chileno se venden resinas compuestas que al polimerizar con luz halógena convencional presentan diferentes grados de fuerzas de contracción

A partir del proceso de experimentación a que fueron sometidos las muestras de composite, con la máquina de ensayos Universal de Testes Emic® DL 500, y bajo una fuente luz halógena convencional Optilux Demetron de 850 mw/cm<sup>2</sup> medida con el radiómetro. Se obtuvieron los siguientes promedios de menor a mayor stress de contracción en Newton:

- ADMIRA 5,871
- SINERGY 5,958
- SUPREME A2E 5,966
- HELIOMOLAR 6,284
- TETRIC CERAM 6,577
- ESTHET-X 7,674
- SUPREME A2D 8,508

## 5. CONCLUSIONES

Se puede establecer entonces que entre todas las resinas utilizadas en este trabajo la resina compuesta que presenta un menor stress de contracción es el Ormocer Admira (voco), seguidas de Sinergy (Coltene) y Supreme A2E (3M). Mientras que las resinas que presentaron un mayor stress de contracción fueron Supreme A2D y Esthet-X (Dentsply).

Podemos establecer además que las diferencias entre los cuerpos de prueba de un mismo material son mínimas en el caso del ormocer Admira, puesto que las desviaciones Standard muestran un menor valor, y por lo tanto una variación inferior entre ellas.

En base a las condiciones de este test podemos afirmar que estos biomateriales presentan un menor stress de contracción en comparación a las otras muestras seleccionadas.

A pesar de que el composite Supreme dentina A2D (3M) es el que presenta los valores más altos de stress de contracción en esta investigación, estableció valores más homogéneos entre sus muestras, a diferencia de los biomateriales Esthet-X (Dentsply) y Heliomolar (Vivadent) que sí presentaron una gran variabilidad entre sus distintas muestras.

## **6. SUGERENCIAS**

Este seminario puede servir de bases para otras investigaciones con resinas compuestas que presenten composiciones diferentes, variando otros parámetros como la intensidad del color (croma), la fluorescencia, el espesor de las capas de resinas, fuentes de fotopolimerización, de esta forma tener un conocimiento más acabado del comportamiento de contracción de polimerización de las resinas compuestas directas.

## **10. RESUMEN**

El stress de contracción es un desafío para el odontólogo, por esto el objetivo de este trabajo fue determinar la intensidad de las fuerzas generadas durante la contracción de polimerización de 8 resinas compuestas, siendo seleccionadas Admira (Voco), Esthet-x (Dentply), Tetric ceram (Vivadent), Supreme A2E (3M-ESPE), Supreme A2D (3M-ESPE), P60 (3M-ESPE), Heliomolar (Vivadent) y Synergy (Coltene).

Fueron utilizadas dos bases de forma rectangular (6 X 2 mm), posicionadas paralelamente, siendo una conectada al brazo móvil de la máquina de ensayos (Emic - DL 500), a través de la célula de carga de 10Kg, y la otra al brazo fijo. La resina fue introducida entre las bases metálicas, con 1 mm de altura, el volumen de los cuerpos de prueba es de 12 mm<sup>3</sup> y un factor C de 1.5. Las bases quedaron fijas durante el ensayo (40s) y las tensiones generadas durante la polimerización fueron registradas en una curva de Fuerza x Tiempo y los valores finales fueron expresados en N, con un total de 10 ensayos para cada fotopolimerizador. El análisis estadístico fue a través de el Test de Varianza. ( $p < 0,005$ ). Se puede concluir que la resina Admira (Voco) fue la que presentó menor stress de contracción, seguida por Synergy (Coltene). La que presentó mayor stress de contracción fue el Supreme A3D (3M-ESPE)

## 11. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alster, D. et al. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. **Dent. Mat.** pp 146-150, May 1997.
- ALODIYB. Adhesión en Odontología Restauradora. MAIO. pp 67-70. 2003
- Bouschlicher, M. R.; Vargas, M. A.; Boyer, D. B. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. **Amer. J. Dent.** pp 2, April 1997.
- Carvalho, R. M.; Pereira, J. C.; Yoshima, M.; Pashley, D. H. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **Oper. Dent.** pp 17-24, 1996.
- Castañeda-Espinosa, J. C.; Mondelli, R. F. L. Avaliação das forças de contração na polimerização de resinas compostas ativadas com luz halógena e LED. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 19., Águas de Lindóia, **Anais.** Águas de Lindóia, Ed. Científica. 2002.
- Cattaruzza, M. Restauri adesivi diretti fondamenti sul colore e sue applicazioni. pp 25-45. 2001.
- Cavina, D. Avaliação das forças geradas durante a contração de polimerização de resinas compostas híbridas. Tese de Mestrado em Odontologia – Área de Concentração Dentística. Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, 2002.
- Chen, H. Y. et al. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. **Dent. Mat.** pp.253-259, 2001.
- Christensen, R. P. et al. Resin polymerization problems – are they caused by resin curing lights, resins formulations, or both? **Comp. Continuing Educ. Dent.** pp.42-54, Nov. 1999.
- Davidson, C. L.; de Gee, A. J. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. **J. Dent. Res.** pp 246-248, Feb. 1984.
- Davidson, C. L.; Feilzer, A. J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. **J. Dent.** pp.435-440, 1997.

- Feilzer, A. J.; de Gee, A. J.; Davidson, C. L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J. Dent. Res.** pp.1636-1639, Nov. 1987.
- Hansen, E. K.; Asmussen, E. Marginal adaptation of posterior resins: effect of dentin-bonding agent and hygroscopic expansion. **Dent. Mat.**, Mar.1989.
- Kemp-Scholte, C. M.; Davidson, C. L. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. **J. Dent. Res.** 1990.
- Koran, P.; Kürschner, R. Effect of sequential versus continuous irradiation of light-cure resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. **Amer. J. Dent.** Feb. 1998.
- Lambrechts, P. et al. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. **Oper. Dent.** pp.53-1987.
- Löesch, G. M. Marginal adaptation of class II composite fillings: guided polymerization vs. reduced light intensity. **J. Adhes. Dent.** pp.31-39, 1999.
- Miguel, A.; de la Macorra, J. C. A predictive formula of the contraction stress in restorative and luting materials attending to free and adhered surfaces. **Dent. Mat.** pp.241-246, 2001.
- Miranda W. G.: Problemas comunes en la polimerización de las resinas compuestas. En: *Estética Odontológica Nueva Generación*. Cardoso, R. J., Sao Paulo: Artes Médicas, pp 31-41. Primera edición, 2003.
- Mondelli, R. F. L; Castañeda-Espinosa, J. C; Franco, E. B. Avaliação das forças de contração geradas na polimerização segundo o tipo de resina composta e modo de ativação. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 19., Águas de Lindóia, 2002. **Anais.** Águas de Lindóia, Ed. Científica, pp.241, 2002.
- Prati, C. Early marginal microleakage in class II resin composite restorations. **Dent. Mat.** pp.392-398, Nov. 1989.
- Silva e Souza JR., M. H.; Carvalho, R. M.; Mondelli, R. F. L. **Odontologia estética, fundamentos e aplicações clínicas – restaurações em resina composta.** São Paulo: Santos, 2000.
- Suh, B. I. Controlling and understanding the polymerization shrinkage – induced stresses in light-cured composites. **Comp. Continuing Educ. Dent.** pp.34-41, Nov. 1999.

- Versluis, A.; Douglas, W. H.; Cross, M.; Sakaguchi, R. L. Do an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? **J. dent. Res.** pp. 75, 871-878, Mar. 1996.
- Versluis, A.; Tantbirojn, D.; Douglas, W. H. Do dental composites always shrink toward the light? **J. dent. Res.** pp.1435-1445, June 1998.
- Villarroel, M. Avaliação das forças de contração de polimerização de uma resina composta polimerizada por duas fontes de luz. In: REUNIÃO ANUAL DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISA ODONTOLÓGICA, 19., Águas de Lindóia, 2002. **Anais.** Águas de Lindóia, Ed. Científica, pp.241, 2003.
- [www.red-dental.com](http://www.red-dental.com). (Alejandro Bertoldi)

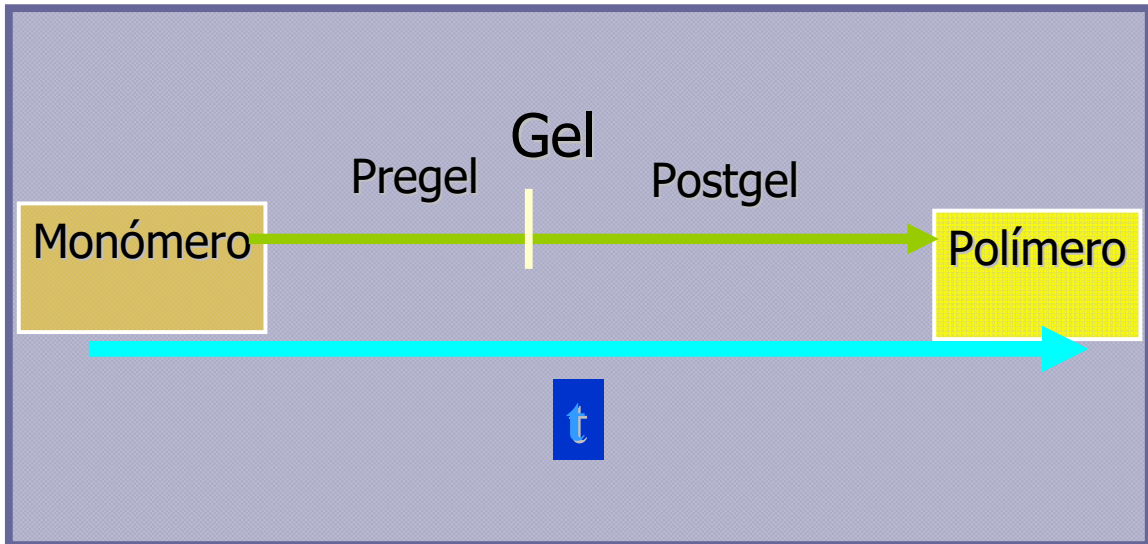


Fig. 1 Composite de Autopolimerización

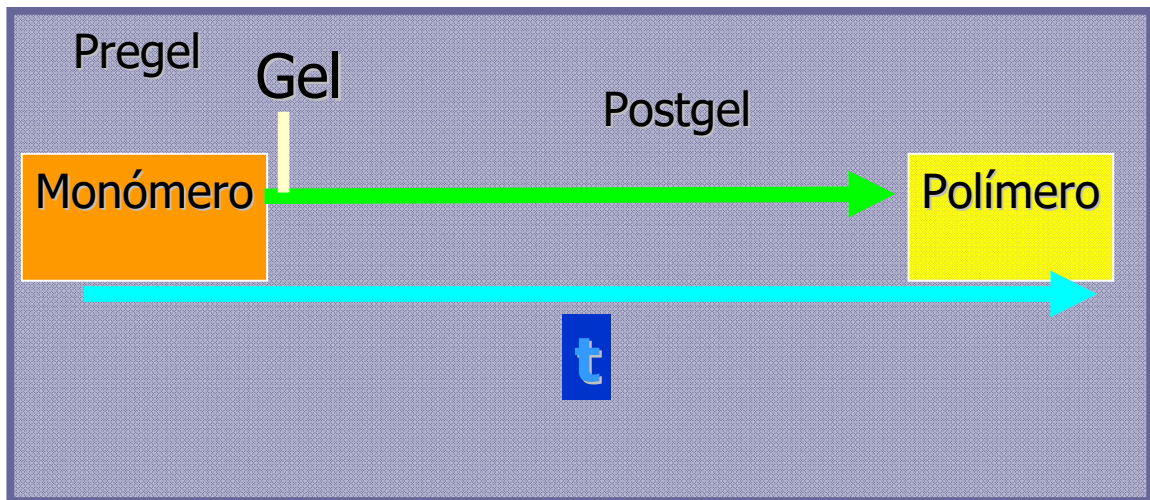


Fig. 2 Composites de fotopolimerización

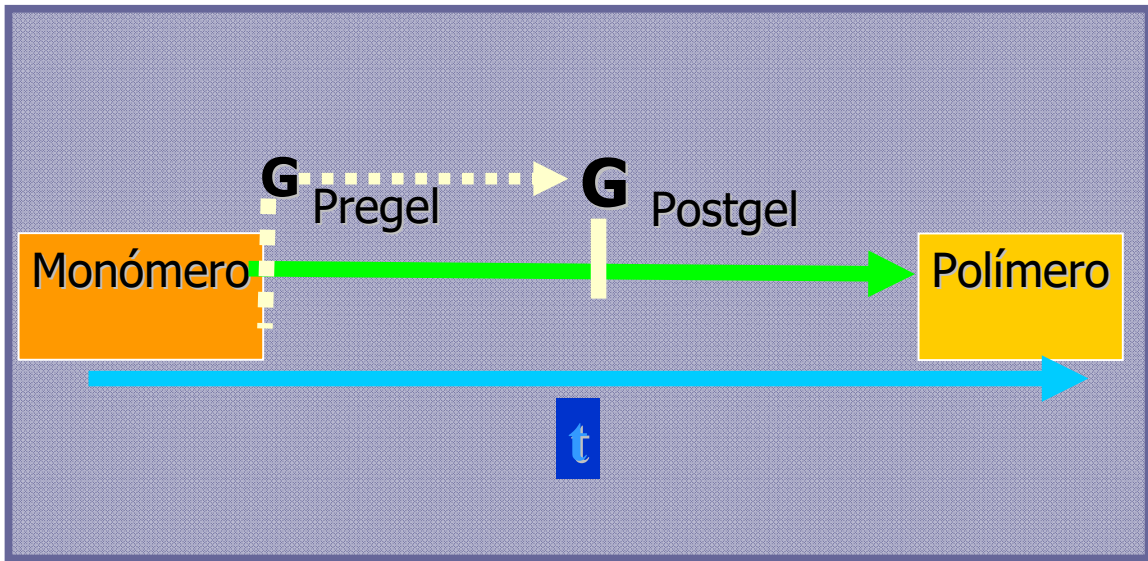


Fig. 3 Composites de fotopolimerización con baja intensidad inicial.

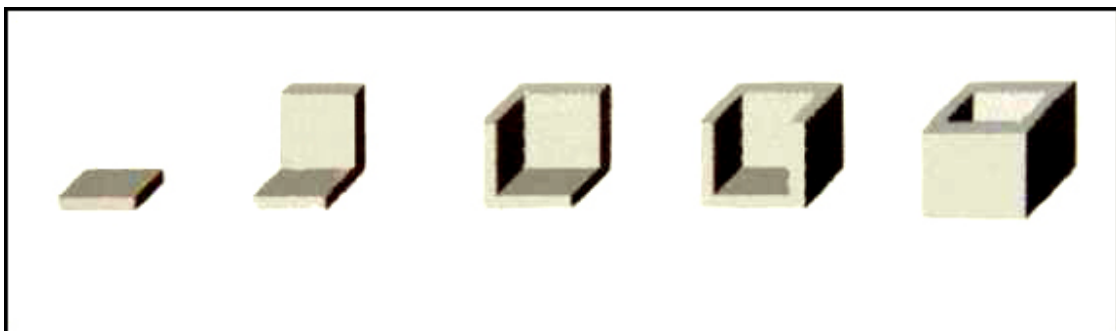


Fig. 4 Relación entre la superficie adherida y no adherida.

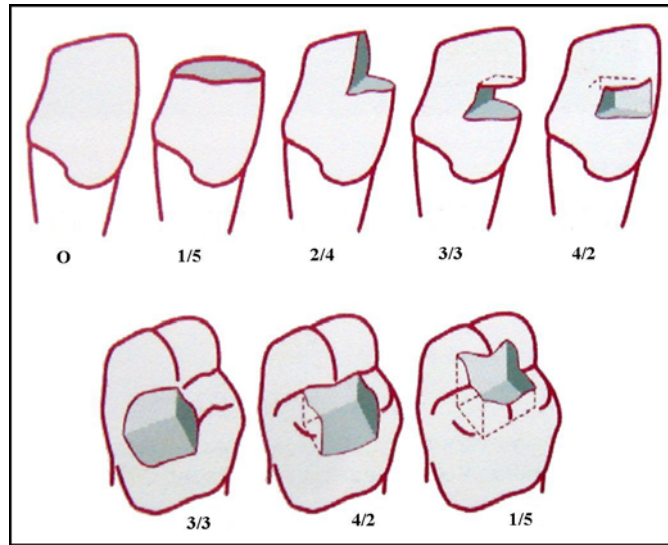


Fig. 5 Forma de la cavidad y stress de contracción



Fig. 6 Fractura dentaria originada por el stress de contracción

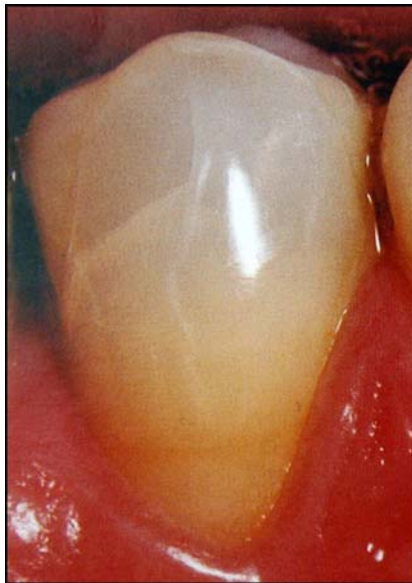


Fig. 7 Fractura dentaria originada por el stress de contracción

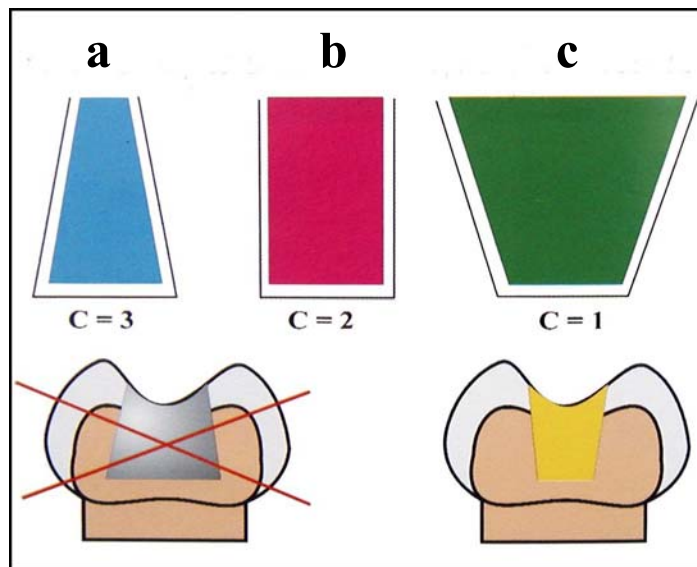


Fig. 8 La divergencia de las paredes cavitarias, aumenta la superficie libre del material restaurador.

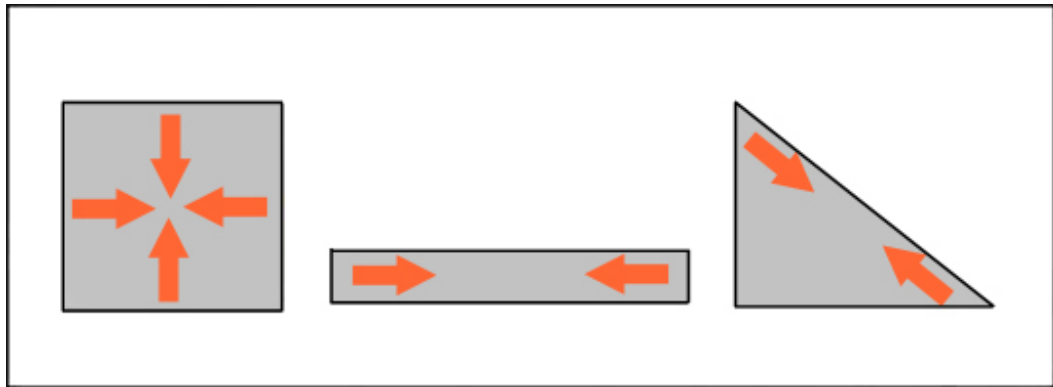


Fig. 9 Contracción lineal de acuerdo a la geometría de las capas de composite.

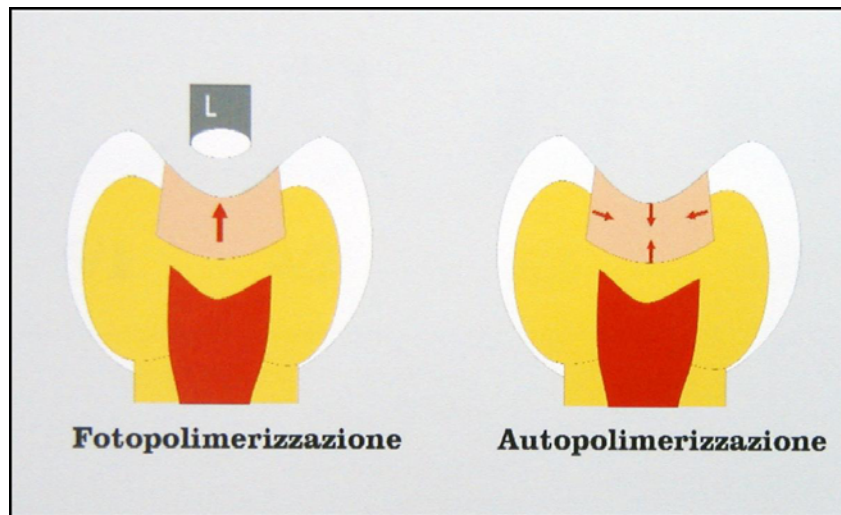
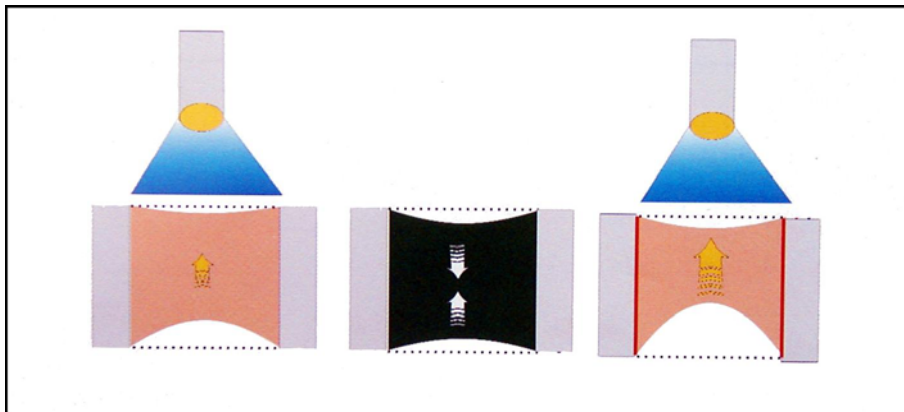


Fig. 10 En las resinas de autopolimerización, las fuerzas tensionales se ejercen de manera centrípeta.



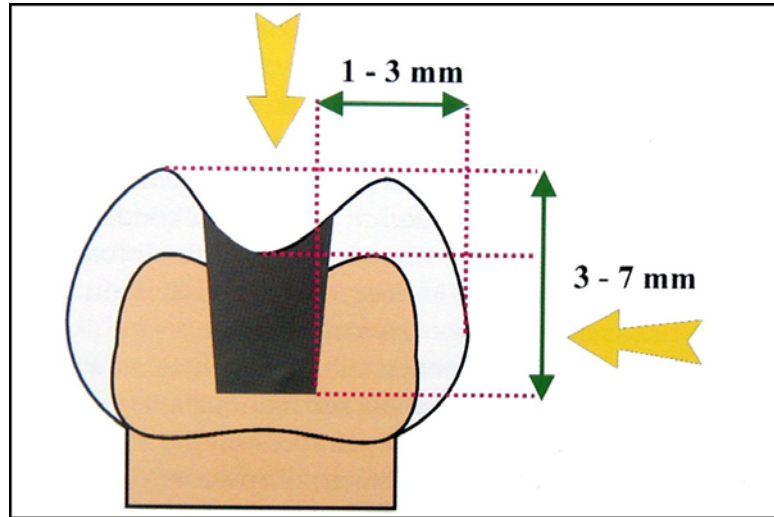


Fig. 12 Disminución de la intensidad de la luz, según la distancia de la fuente lumínica

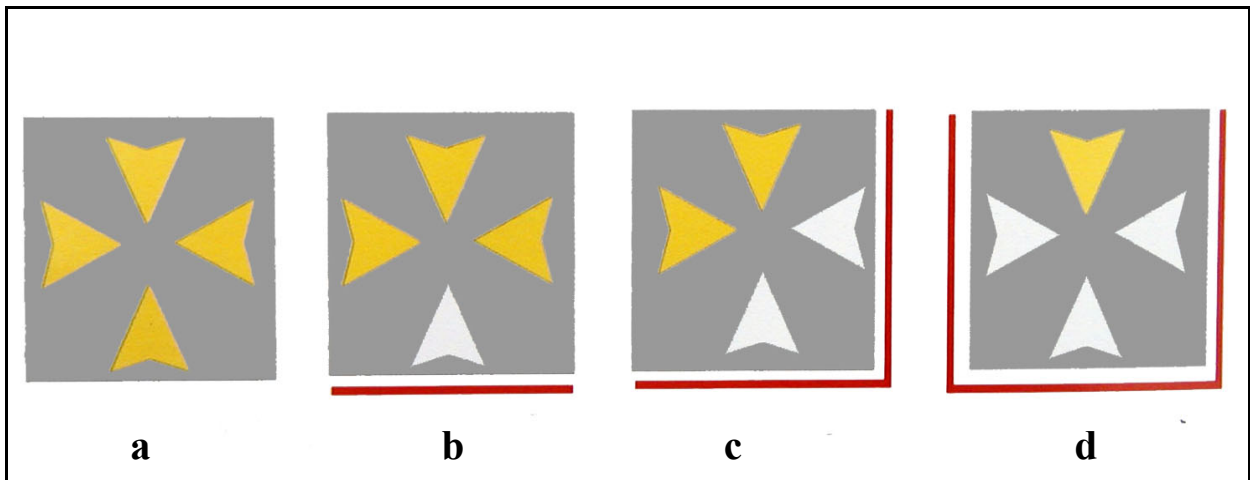


Fig. 13 Contracción: flecha amarilla Imposibilidad de contracción: flecha blanca  
Superficie adherida: líneas rojas.

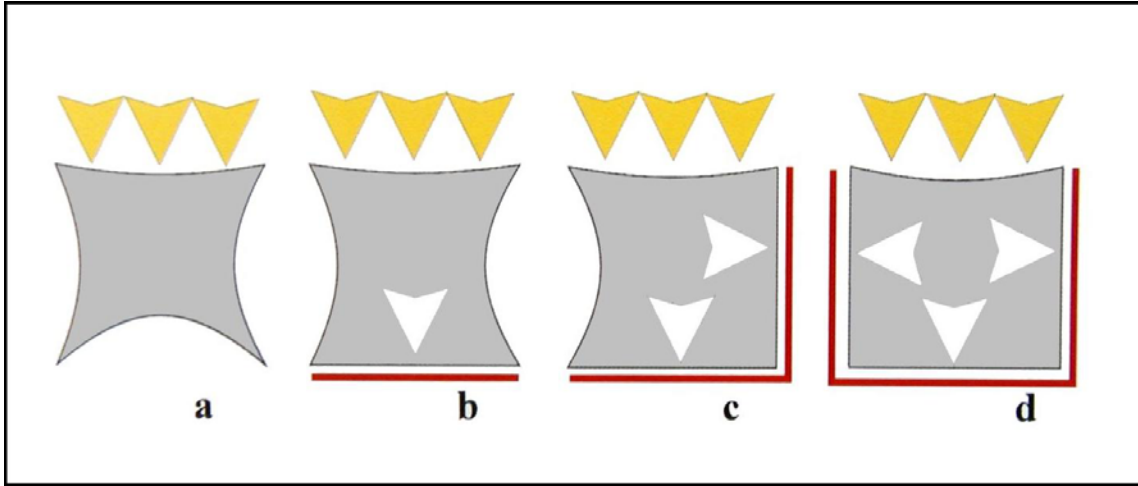


Fig. 14 Relación entre la fuerza de adhesión: flecha blanca Dirección de fotopolimerización: flecha amarilla Superficie adherida: líneas rojas Deformación de la superficie libre

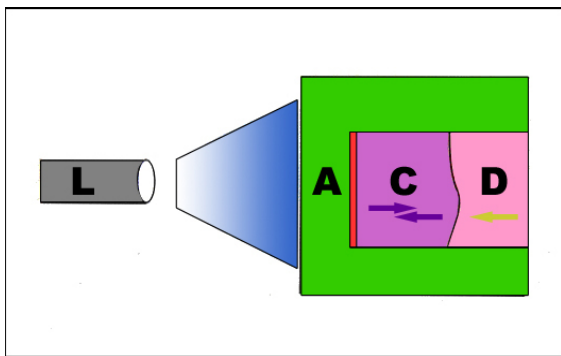


Fig. 15

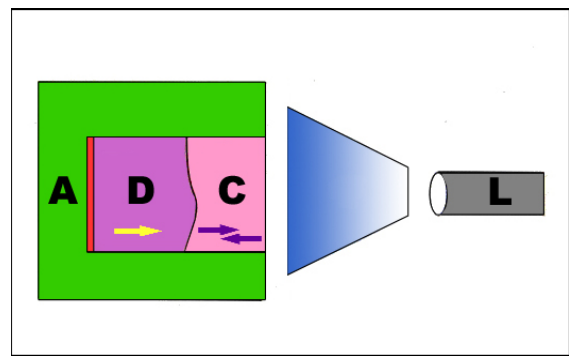


Fig. 16

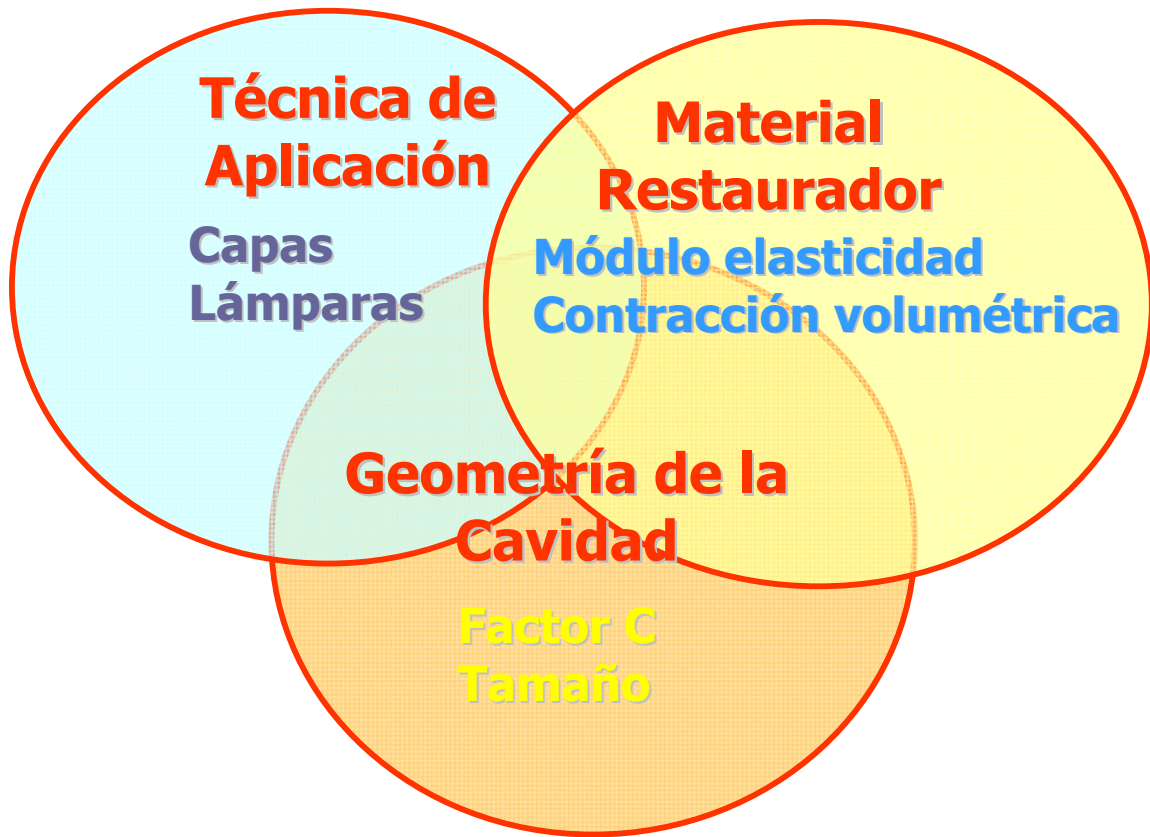


Fig. 17 Factores que causan stress.



Fig.18 Máquina de ensayo universal Emic DL-500



Fig.19 Célula de carga



Fig. 20 Base experimental

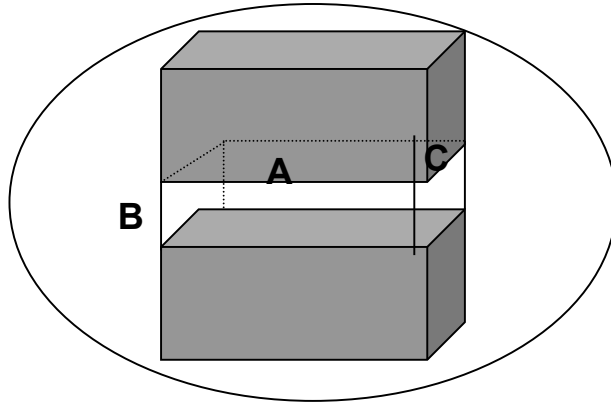


Fig. 21 Esquema de los cuerpos de prueba que se ubican dentro de la base experimental.