



**UNIVERSIDAD DE GUAYAQUIL  
FACULTAD PILOTO DE ODONTOLOGÍA**

**TRABAJO DE TITULACION PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL  
TÍTULO DE ODONTOLOGO**

**TEMA:**

**Relaciones de las fuerzas de contracción de las resinas compuestas  
con las microfracturas de las restauraciones adhesivas directas.**

**AUTORA**

**Nadia Madelaine Daza García**

**TUTOR:**

**Dr. Patricio Proaño Yela MS.c**

**Guayaquil, Julio del 2014**

**En calidad de tutor del trabajo de investigación:**

**CERTIFICAMOS**

**Que hemos analizado el trabajo de graduación como requisito previo para optar por el Título de tercer nivel de Odontóloga.**

**El trabajo de graduación se refiere a:** Relaciones de la fuerza de contracción de las resinas compuestas con las microfracturas de las restauraciones adhesivas directas.

**Presentado por:**

**Nadia Madelaine Daza García**

**C.I.: 120452503-2**

**TUTORES:**

-----  
**Dr. Patricio Proaño Ms.c**  
**TUTOR ACADEMICO**

-----  
**Dra Elisa Llanos Ms.c**  
**TUTORA METODOLOGICA**

.....  
**DR. MIGUEL ALVAREZ ALVILES MS.c**  
**DECANO (e)**

**Guayaquil, Julio del 2014**

## **AUTORIA**

Los criterios y hallazgos de este trabajo responden a propiedad intelectual de la señorita Nadia Madelaine Daza García.

**C.I.: 120452503-2**

## **AGRADECIMIENTO**

***“EL QUE DA, NO DEBE VOLVER A ACORDARSE; PERO EL QUE RECIBE NUNCA DEBE OLVIDAR”.***

Esta tesis es un especial tributo de agradecimiento a todas y cada una de las personas que contribuyeron con la realización de la misma.

En primer lugar dar gracias Dios, el dador de todas las cosas y quien permite que todo ocurra, por permitirme llegar a este momento.

A mis padres, quienes con su apoyo emocional y económico, han hecho posible la realización de esta tesis y que por ende se constituye en un triunfo para ellos y el mío propio, porque creyeron en mí y porque me sacaron adelante dándome ejemplos dignos de superación y entrega, porque en gran parte gracias a ustedes hoy puedo ver alcanzada mi meta, ya que siempre estuvieron impulsándome en los momentos más difíciles de mi carrera, y porque el orgullo que sienten por mí, fue lo que me hizo ir hasta el final.

Va por ustedes, por lo que valen, porque admiro su fortaleza y por lo que han hecho por mí.

A mis hermanos, gracias por haber fomentado en mí el deseo de superación y el anhelo de triunfo en la vida.

A mis abuelos, tíos, primos, mil palabras no bastarían para agradecerles su apoyo, su comprensión y sus consejos en los momentos difíciles.

Finalmente, pero no menos importantes, a cada uno de mis compañeros y maestros, quienes conformábamos un equipo de trabajo excelente y más que nada, fuimos amigos siempre.

A todos, espero no defraudarlos y contar siempre con su valioso apoyo, sincero e incondicional.

## **DEDICATORIA**

### ***TODO LOGRO ALCANZADO, MERECE SER GRATIFICADO!***

Al finalizar un trabajo tan arduo y que amerita de mucha dedicación y entrega como el desarrollo de una tesis, es inevitable que te aborde un muy humano egocentrismo que te lleva a concentrar la mayor parte del mérito en el aporte que has hecho.

Sin embargo vale recalcar que ese aporte hubiese sido imposible sin la participación de quienes han colaborado de alguna u otra manera para concluirla exitosamente, por ello dedico la presente Tesis de Grado:

En primer lugar y sobre todas las cosas a Dios, quien guía mi camino, por permitirme culminar mi carrera con éxito y darme la fortaleza física y emocional que por encontrarme lejos de mi familia, necesité para llevar hasta feliz término el presente trabajo.

A mi padre Walter Daza, por su ejemplo de lucha y honestidad y por estar siempre conmigo, pendiente de que nunca me falte nada, siendo él, la persona a quien más admiro por su tesón y constancia para darnos a nosotros sus hijos, las mejores condiciones de vida posible.

A mi madre Letty García, por todo el amor que me da y ser mi apoyo emocional que día a día me demuestra con cada palabra y por lo que se constituye en el ser más importante de mi vida.

A mis hermanos, que me ayudaron en todo cuanto estuvo a su alcance para llegar a la meta trazada en mi camino.

A mis familiares y amigos, que de una u otra forma me ayudaron y participaron para que lograra el presente éxito profesional Gracias por sus palabras de aliento y fe en mí.

A la UNIVERSIDAD, por haber permitido adquirir los conocimientos necesarios y la experiencia necesaria para poderla aplicar en la práctica.

“Ahora puedo decir que todo lo que soy es gracias a todos ustedes”

***LOS GRANDES ESFUERZOS SIEMPRE RINDEN FRUTOS, HOY ES EL FIN DE ALGO MUY BUENO, PERO ES EL COMIENZO DE ALGO MEJOR***

## INDICE GENERAL

<b>Contenidos</b>	<b>pág.</b>
Caratula	
Carta de aceptación de los tutores	I
Autoría	II
Agradecimiento	III
Dedicatoria	IV
Índice General	V
Resumen	VIII
Abstract	IX
Introducción	1
<b>CAPITULO I</b>	<b>4</b>
<b>EI PROBLEMA</b>	<b>4</b>
1.1 Planteamiento del problema.	4
1.2 Formulación del problema	4
1.3 Delimitación del problema	5
1.4 Preguntas relevantes de Investigación	5
1.4.1 formulación de Objetivos	5
1.4.2 Objetivo General	5
1.4.3 Objetivos Específicos	5
1.5 Justificación	6
1.6 Valoración clínica de la investigación	8
<b>CAPITULO II</b>	<b>10</b>
<b>MARCO TEORICO</b>	<b>10</b>
2.1 Antecedentes	10
2.2 Bases teóricas	15
2.2.1 Resinas compuestas	15
2.2.2 Características de los composites	16
2.2.3 Propiedades de las resinas compuestas	18
2.2.4 Adhesión	22

## INDICE GENERAL

<b>Contenidos</b>	<b>pag.</b>
2.2.5 Adhesión a esmalte	26
2.2.6 Contracción	35
2.2.7 Contracción de polimerización	46
2.2.8 Polimerización	47
2.2.9 Mecanismo de polimerización de monómeros	49
2.2.10 Fenómenos de polimerización	50
2.2.11 Procesos de polimerización	51
2.2.12 Consecuencias de contracción	53
2.2.13 Fotopolimerización	55
2.3 Marco conceptual	58
2.4 Marco legal	58
2.5 Elaboración de la Hipótesis	61
2.6 Identificación de las variables	61
2.7 Operacionalización de las Variables	61
<b>CAPITULO III</b>	62
<b>MARCO METODOLOGICO</b>	62
3.1. Lugar de la investigación	62
3.2. Periodo de la investigación.	62
3.3. Recursos empleados.	62
3.3.1. Talento humano.	62
3.3.2. Recursos materiales.	62
3.3.3. Recursos tecnológicos.	62
3.4. Universo y muestra	62
3.5. Tipo de investigación.	62
3.6. Diseño de investigación.	63
<b>Conclusiones y Recomendaciones</b>	64
4. Conclusión	64
5. Recomendaciones	65
<b>Bibliografía</b>	66
<b>Anexos</b>	75

## RESUMEN

Esta investigación es importante puesto que su objetivo es el de orientar a los estudiantes de odontología la relación de las fuerzas de contracción de las resinas compuestas con las microfracturas de las restauraciones adhesivas directas. El problema de las microfracturas es que producen debilidad en la resistencia de la fuerza masticatoria produciendo a más de sensibilidad operatoria el desprendimiento del material de restauración constituyéndose estas causas como responsables limitantes del éxito de las restauraciones directas. Es conocido que todas las resinas se contraen por lo tanto lo importante es con que fuerza se contraen, sabiendo que a mayor fuerza de contracción mayor probabilidad de microfracturas, de ahí la importancia de aplicar una técnica apropiada para restauraciones adhesivas directas. Por lo tanto se realizara un estudio profundo sobre la adhesión de los materiales restauradores a la estructura dentaria, la contracción de polimerización y los procesos de foto-polimerización, buscando establecer la necesidad de estos pasos operatorios al momento de realizar la restauración y definir los beneficios de los mismos para evitar microfracturas y sensibilidad postoperatoria, esta investigación está diseñada sobre bases teóricas de estudios realizados por autores que han buscado automatizar el uso y los beneficios de estos materiales en la actualidad.

**PALABARAS CLAVES:** Resinas compuestas , restauraciones adhesivas directas



## **ABSTRACT**

**This investigation is important because it aims to the Orient students of dentistry the relationship of forces of contraction of resin composites with the microfractures of direct adhesive restorations. The problem of the microfractures is producing weakness in the resistance of the masticatory force producing more operative sensitivity the detachment of the restorative material constituting these causes as responsible for limiting the success of direct restorations. It is known that all the resins shrink therefore the important thing is to force contract, knowing that to greater force of contraction increased probability of microfractures, hence the importance of applying a technique appropriate for direct adhesive restorations. So it will be an in-depth study on the adhesion of restorative materials to tooth structure, the polymerisation shrinkage and foto-poli processes...**

**KEYWORDS:** Resin composites ,direct adhesive restorationes

## INTRODUCCIÓN

El presente trabajo de investigación se realiza con el propósito de tener un alto nivel de conocimiento y de experiencia clínica para poder manejar de manera exitosa las resinas al momento de realizar una operatoria dental, buscando conocer la relación de las fuerzas de contracción de las resinas compuestas con las microfracturas de las restauraciones adhesivas directas.

En la actualidad los dientes cariados, fracturados, con restauraciones defectuosas se pueden restaurar de una manera funcional y estética, esto es posible por medio de una adecuada técnica de grabado ácido del esmalte o de la dentina, por la utilización de adhesivos de última generación y por la amplia variedad de resinas compuestas disponibles.

A través de una polimerización, incluyendo los materiales que han sido introducidos recientemente al mercado (Compómeros, Ormoceros, Cerómeros, Condensables, Fluidos, Microrelleno, etc.) ya que, todos estos materiales no son nada más que resinas compuestas y por lo tanto, el mecanismo de curado es siempre el mismo. Asimismo, la formación de macromoléculas a través del mecanismo de curado está asociada con la contracción del material orgánico que se polimeriza, así se tiene que la distancia intermolecular de un monómero es de 0,3 nm a 0,4 nm.

Cuando polimeriza, se forma un enlace covalente con un largo de 0,15 nm, ocurriendo una disminución de la distancia intermolecular en 2%. La polimerización radical pasa tres fases: Fase Pre-Gel, Punto Gel, Fase Post-Gel

El uso de resinas compuestas que se usan en estado plástico y polimerizan en boca son, probablemente, el conjunto de materiales más

ampliamente utilizado en la clínica dental general desde que se introdujeron las resinas compuestas, a mediados de la década de los 60. Se aplican profusamente en la restauración de defectos dentarios producidos por caries, erosiones, resorciones o fracturas, en el cementado adhesivo de restauraciones estéticas parciales o totales, bien sean de porcelana o de resina, en el cementado adhesivo de estructuras metálicas protésicas y en el de los bracketts ortodóncicos.

Su composición hace que tengan, pese a las diferencias en su composición, una característica común: la contracción durante el proceso de polimerización. Las resinas compuestas de uso en boca tienen tres componentes principales:

**Una matriz de resina, que comprende:**

Un sistema de monómeros mono, di o trifuncionales;

Un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres;

Estabilizadores, para maximizar la capacidad de almacenamiento antes de polimerizar, y la estabilidad química una vez polimerizada.

**Un relleno inorgánico a base de vidrio, cuarzo o sílice.**

**Un agente de unión, normalmente un silano, para unir entre sí los componentes anteriores.**

Estos materiales se presentan bien para ser mezclados, en forma de pasta/pasta, bien para activar la polimerización mediante la luz. Su polimerización se produce gracias a la unión de las moléculas - monómeros- que los componen para formar una matriz con moléculas - polímeros- mayores, realizándose esta unión gracias a grupos específicos distribuidos típicamente en cada monómero.

Inevitablemente, por ahora, contraen al polimerizar, porque en el estado inicial las unidades de monómero están separadas entre sí por distancias

correspondientes a fuerzas de Van der Waals, mientras que en el polímero final las unidades de monómero (que ya están unidas formando el polímero) están a distancias de enlace covalente, menores.

Esto hace que la matriz, finalmente, tenga un volumen menor del que tenían sus componentes al principio. Esta discrepancia entre el volumen inicial y el final es, seguramente, el caballo de batalla de la odontología restauradora mediante materiales compuestos y uno de los principales problemas de la cementación adhesiva.

La contracción libre: Cuando las resinas no son adheridas o trabadas a ninguna superficie que la rodee, la contracción y los vectores de contracción (dirección de la contracción) no serán afectados por ningún agente de unión. De esta manera, la resina compuesta se contraerá o encogerá hacia el centro de la masa (Hansen 1982). Considerando los vectores de contracción, no habrá diferencia entre las fases Pre-gel y Post-gel. Siempre que la contracción no esté limitada o impedida, el estrés de contracción no ocurrirá.

La contracción efectiva: Si la resina es unida o adherida a una sola superficie, la contracción va a ser afectada por esta condición adhesiva. La contracción hacia el centro de la masa no será posible, ya que la resina no puede contraerse o encogerse desde la superficie adherida.

Por tanto, el volumen perdido va a ser compensado por la contracción hacia la superficie adherida. De nuevo, no va a existir mayor diferencia entre los vectores de contracción de las fases pre-gel y post-gel y tampoco ocurrirá estrés de contracción, porque se va a tener una superficie adherida y una superficie libre para compensar la contracción.

# **CAPITULO I**

## **EL PROBLEMA**

### **1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

La presencia de microfracturas en las restauraciones directas de resinas es un problema que se presenta como resultado del incumplimiento de los protocolos de adhesión, que tiene que ver con la forma de técnica de las resinas, con el irrespeto de los tiempos y a las indicaciones de los fabricantes con respecto a la manipulación de los diferentes materiales dentales adhesivos, así también de la falta de conocimiento y habilidades de los estudiantes de pre grado, entre otros.

### **1.2 FORMUACION DEL PROBLEMA**

¿Cuáles son las causas de la excesiva fuerza de contracción para la formación de las microfracturas en la restauración adhesiva directa?

Causas: Estas microfracturas producen debilidad en la resistencia de la fuerza masticatoria produciendo a más de sensibilidad operatoria el desprendimiento al material de restauración constituyéndose estas causas como responsables limitantes del éxito de las restauraciones directas.

Efectos: Es conocido que todas las resinas se contraen por lo tanto lo importante es con que fuerza se contraen, sabiendo que a mayor fuerza de contracción mayor probabilidad de microfracturas, de ahí la importancia de aplicar una técnica apropiada para restauraciones adhesivas directas.

En tal virtud se plantea el siguiente problema de investigación.

¿De qué manera se relaciona la fuerza de contracción de las resinas compuesta con la formación de microfracturas en la restauración adhesiva directa?

### **1.3 DELIMITACION DEL PROBLEMA**

**Tema:** Relaciones de las fuerzas de contracción de las resinas compuestas con las microfracturas de las restauraciones adhesivas directas en la Facultad Piloto de Odontología 2012.

**Objeto de estudio:** Relaciones de las fuerzas de contracción de las resinas compuestas con las microfracturas.

**Campo de acción:** Restauraciones adhesivas directas.

**Lugar:** Facultad Piloto de Odontología.

**Periodo:** 2012 - 2013.

**Área:** Pregrado.

### **1.4 PREGUNTAS RELEVANTES DE INVESTIGACIÓN**

¿En qué consiste la fuerza de contracción?

¿Cómo se producen las microfracturas en las restauraciones directas?

¿En qué casos se debe utilizar la restauración adhesiva directa?

¿Cuáles son las consecuencias de la fuerza de contracción de las resinas compuestas?

¿Cuál es la relación entre las fuerzas de contracción y las microfracturas?

¿Cómo prevenir las microfracturas?

### **1.5. FORMULACION DE OBJETIVOS**

#### **1.5.1 OBJETIVO GENERAL**

Determinar de qué manera se relaciona la fuerza de contracción de las resinas compuesta con la formación de microfracturas en la restauración adhesiva directa en la Facultad Piloto de Odontología durante el año 2012

#### **1.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Determinar las medidas de prevención para evitar microfracturas.

Establecer la relación entre la fotopolimerización y microfracturas.

Identificar las consecuencias de la fuerza de contracción de las resinas.  
Aplicar el protocolo de restauraciones de resinas directas.

## **1.6. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN**

Esta investigación es importante puesto que su objetivo es orientar a los estudiantes de pre grado y profesionales de odontología acerca de la determinación en la relaciones de las fuerzas de contracción de las resinas compuestas con las microfracturas de las restauraciones adhesivas directas, sabiendo que la adhesión de los materiales restauradores a la estructura dentaria tienen varios beneficios entre los cuales están el sellado de la cavidad, lo cual protege la pulpa del diente, elimina la iniciación de caries interna a la cavidad, previene la pigmentación de los márgenes cavitarios por microfiltración, además permite el desarrollo de procedimientos operatorios innovativos y más conservadores, logrando reforzar la estructura dentaria remanente debido a la integración del material restaurador y los tejidos duros del diente y finalmente, permite la realización de restauraciones de alta estética.

A pesar de lo anterior, existen aún muchas preguntas acerca de la eficacia a largo plazo de estos procedimientos y de cuáles son los materiales o combinación de ellos que mejor sirven a una situación particular y cuánta confianza debe depositarse en la adhesión en sí misma.

Sin embargo, la fuerza de unión a la estructura dentaria sólo tiene relevancia en el contexto clínico, las propiedades del diente en unión con las del material restaurador bajo condiciones funcionales, determinan el nivel necesario de fuerza de unión, el estudio de esta técnica en esta investigación tiene como finalidad proporcionar al profesional de Odontología una guía de consulta para su mejoramiento profesional, para

que al momento de la aplicación en los diferentes casos de pacientes que se le presenten resulten beneficiados.

En este desafío no podrán estar ausentes las responsabilidades sociales compartiendo también las labores de la salud Pública en cuanto al fomento y protección de la salud bucal..

En una perspectiva humanista y, en especial bioética, en relación a las responsabilidades de la Odontología para con las personas y la sociedad en su conjunto, se sitúa al ser humano en el centro de la práctica profesional, ya sea en la investigación como en la clínica.

Los principios metodológicos se basan en el enfoque Socio-epistemológico, mismo que conlleva a la determinación del problema y su objeto de estudio no sin antes considerar las variables bajo la mirada crítica y constructiva de diferentes autores lo que nos conduce a un trabajo significativo.

### **Coveniencia**

Es conveniente para tener un alto conocimiento y de experiencia clínica para poder manejar de manera exitosa las resinas al Momento de realizar una retauracion de resina compuesta

### **Relevancia social**

Es relavente tanto para los estudiantes de pre-grado y profesionales de odontología con el fin de orientar y finalmente realizar restauraciones esteticas

Los beneficiarios de esta investigación serán los pacientes atendidos en la clínica de internado de la Facultad Piloto de Odontología

De modo que se eviten las microfracturas de las restauraciones adhesivas directas y garantizar su alta estética



### **Implicaciones prácticas**

Resolver notablemente en la acción práctica el sellado de la cavidad protegiendo la vitalidad pulpar evitando así problemas de microfiltración realizando procedimientos conservadores

### **Valor teórico**

Permitir el desarrollo de procedimientos operatorios innovativos y más conservadores, logrando reforzar la estructura dentaria

La información obtenida mediante esta investigación científica apoya a la teoría de contracción por polimerización.

### **Utilidad metodológica**

Se determinará las piezas a tratar considerando la patología realizando un estudio bucal al paciente verificando mediante la sintomatología si el tratamiento realizado obtuvo mejores resultados.

## **1.7. VALORACION CRÍTICA DE LA INVESTIGACION**

Esta investigación es viable ya que se llevara a cabo en la clínica de la facultad de odontología contando con todos los recursos humanos, técnicas científicas, bibliografías y económicas que garantizan su ejecución en un tiempo previsto y con las características de calidad.

Los aspectos generales de la evaluación son:

**Delimitando:** Se determinará la relación de la fuerza de contracción de las resinas compuestas con la formación de microfracturas en restauraciones adhesivas directas en periodo correspondiente al año lectivo 2013-2014 de la Facultad Piloto de Odontología de la Universidad de Guayaquil.

**Evidente:** Es evidente en la practica diaria con el fin de proporcionar una guía l profesional de odontología para su uso y mejoramiento al momento de la aplicación en divesos casos clínicos..

**Concreto:** la fuerzas de contracción de las resinas estas levemente relacionado con las microfrasturas de la restauraciones estéticas directas

**Relevante:** Es de mucha importancia para la comunidad odontológica ya que aporta al profesional criterios para la selección de requerimientos terapéuticos.

**Factible:**Lograr reforzar la estructura dentaria remanente intengrando el material restaurador y los tejidos duros del diente para finalmente lograr restauraciones de alta estetica

**Contextual:** La odontoogia se responsabiliza bajo una perspectiva humanística y de bioética con la sociedad situando el ser humado en el centro de la pratica profesional tanto en la investigación como en la clínica logrando una vida emocional equilibrada consigo mismo en su entorno familiar, laboral y social.

## **CAPITULO II**

### **MARCO TEORICO**

#### **2.1 ANTECEDENTES**

Una vez revisado los archivos de la biblioteca de la Facultad Piloto de Odontología, se pudo observar que no existe tema similar a la de esta investigación. La búsqueda por tratamientos altamente estéticos, por medio de procedimientos poco invasivos, resultó en un extenso uso de restauraciones directas adhesivas con resina compuesta en los dientes anteriores y posteriores.

Al hallazgo de Buonocore Mg, se sumó Bowen RI, con la obtención de una resina capaz de adherirse al diente grabado con ácido. Dicha "resina de Bowen" es el bisfenol-glicidil-metacrilato (Bis-GMA).cuya formulación contempla dentro de la molécula la presencia de tres zonas, una central que le confiere la rigidez a la resina, dos áreas a lo largo de la cadena, que le proporcionan la viscosidad y unos extremos que le permiten establecer una reacción de polimerización, para conseguir la reticulación de dicho polímero.

Iwami Y., Yamamoto H., Ebisu S., (2000) han experimentado un método eléctrico para detectar la microfiltración marginal de las restauraciones de resina compuesta in vitro. Compararon piezas dentarias con adhesivos y sin ellos. Se midió el cambio en la conductancia de manera continua a través del margen de cada pieza. Los cambios en la conductancia se observaron en las piezas dentarias donde no se utilizó el adhesivo. (Iwami y., 2000)

(Giachetti L, 2006). Mencionaron que la contracción de polimerización de resina compuesta ha sido uno de los fenómenos más estudiados en la odontología en los últimos años. Actualmente, se sabe que varios factores

influyen en las tensiones de contracción, tales como la configuración de la cavidad, la velocidad con que la polimerización ocurre además del módulo de elasticidad y la propia contracción, inherente al material resinoso.

(Ferracane JL, 2003) Describieron que el estrés resultante de la tensión de contracción puede inducir fuerzas de tracción sobre las paredes laterales y en el piso de una preparación cavitaria y promover el surgimiento de hendiduras y microfracturas por la dislocación de los materiales restauradores o protectores.

(ernst CP, 2003), Encontraron que estas anomalías pueden causar infiltración de fluidos en la interfase, pigmentación marginal, sensibilidad post-operatoria, caries recurrentes además de poder provocar daños a los materiales protectores pulpares, eventualmente utilizados.

En la tentativa de reducir las tensiones generadas durante la polimerización de las resinas compuestas sin comprometer sus propiedades mecánicas, la técnica de polimerización gradual pasó a ser considerada.

(Feng L, 2005-2006) manifestaron que una mejor integridad marginal puede ser alcanzada con la utilización de ese método, sin comprometer las propiedades mecánicas, al mismo tiempo que se generan tensiones de contracción menores.

(Chikawa H, 2006), La contracción de polimerización de las resinas compuestas se presenta como un gran problema sin solución efectiva. Esa contracción se realiza como consecuencia del re-ordenamiento molecular en un espacio menor de aquel que es requerido en la fase inicial de la reacción. Antes de la polimerización, la distancia entre las

moléculas era de 0,3 a 0,4 nm, determinado por las fuerzas de Van der Waals.

(Jc., 2003) se puede dividir la contracción de las resinas compuestas en dos fases, la pre-gel y la post-gel, siendo que la contracción del material implica la conjunción de ambas. Durante la contracción de polimerización, que ocurre en la fase denominada pre-gel, las moléculas se pueden deslizar y adquirir nuevas posiciones y orientaciones compensando la tensión de contracción de polimerización.

(Braga Rr, 2005), manifestaron que en esta fase, la tensión generada no es transferida para la interfase de unión, debido a la capacidad de escurrimiento de las moléculas. El momento en que la resina pasa del estado fluido para el estado viscoso es conocido como punto gel y, a partir de él, en la denominada fase post-gel el material adquiere un alto módulo de elasticidad, pierde la capacidad de escurrimiento y pasa a transferir la tensión generada por el material para la interfase diente-restauración.

(Yap Auj, 2002) Diferente de las resinas fotopolimerizables, que sufren una polimerización más rápida y la gelificación ocurre segundos después de la exposición del material a la fuente de luz, dificultando el control de la reacción de polimerización por el profesional.

Teóricamente, no hay tiempo suficiente para su escurrimiento y, cuanto menor esta capacidad, mayores las tensiones de contracción, las cuales pueden ser decisivas para el éxito del procedimiento adhesivo evitando la formación de hendiduras.

(Luo Y, 2002) relataron una relación lineal entre la intensidad de luz empleada y la contracción de polimerización ocurrida, esto es, cuanto mayor la intensidad de luz, mayor sería la contracción encontrada.

(Lim Bs, 2002) Actualmente, la explicación más aceptada para tal hecho envuelve el concepto de punto gel, aquí colocado como el momento durante a polimerización cuando la resina compuesta deja de presentarse en la forma de una pasta viscosa y pasa para un estado sólido viscoelástico rígido. La velocidad con que una resina foto-activada alcanza el punto gel depende de la intensidad de luz aplicada en el momento inicial de la polimerización.

(Feilzer A J, 1995), De esta manera, algunos estudios han sugerido que la adaptación marginal de las resinas compuestas puede ser mejorada a través de la fotoactivación del material solamente en baja intensidad de luz, pues la conversión de los monómeros en polímeros acontecería lentamente, permitiendo mejor escurrimiento del material y reducción de la tensión de contracción en la resina compuesta.

(Soh Ms, 2003-2005), Sin embargo, la baja intensidad de luz puede no proporcionar una adecuada polimerización de la resina compuesta, corriéndose el riesgo de una incompleta conversión y, consecuentemente reduciendo la longevidad de la restauración por el comprometimiento de las propiedades mecánicas y físicas del material.

(Saad Jrc, 2001) Se cree que esos problemas pueden ser minimizados por el aumento de tiempo o por una irradiación adicional con alta intensidad de luz.

(Leonard DI, 2001) Esto resultaría en menor formación de hendiduras marginales y en una mejor adaptación del material a las paredes cavitarias, sin, por eso, perjudicar sus propiedades físico-mecánicas y la profundidad de polimerización. En los últimos años, se han producido aparatos foto-activadores con programas que permiten graduar la intensidad de luz, posibilitando la utilización de diferentes técnicas

graduales de fotoactivación: pasos, rampa y en pulsos. El aumento de la intensidad en los pasos significa reducir la potencia una y disponibilizarla por un determinado período.

En seguida, el aparato eleva esa potencia para niveles máximos, que son mantenidos hasta el final del ciclo. En la técnica rampa, hay un aumento gradual de la intensidad de luz hasta alcanzar el nivel máximo, el cual también se mantiene por un determinado período, hasta que un grado de conversión sea alcanzado.

(Santos Mjmc, 2002) manifestaron que el aumento de la potencia en pulsos, también denominado de pulso tardío, implica la emisión reducida de luz por algunos segundos (3-5 segundos), seguida de un período de espera (3-5 minutos), para en seguida exponer la resina compuesta a la máxima potencia de luz, completando la reacción de conversión. Así, se puede observar que son varias las alternativas para disminuir la velocidad de reacción de polimerización.

Sin embargo, es importante entender que el principio básico, está relacionado con la reducción inicial de la densidad de potencia seguida de una elevación a niveles adecuados, para asegurar un grado satisfactorio de conversión de la resina compuesta.

La utilización de nuevos métodos de fotoactivación en la búsqueda de reducción de la contracción de polimerización de restauraciones de resina compuesta impulsa a continuar con las investigaciones científicas para la obtención de procedimientos restauradores con mayor longevidad clínica.

## **2.2. BASES TEORICAS**

### **2.2.1 RESINAS COMPUESTAS**

Las resinas compuestas se han introducido en el campo de la Odontología Conservadora para minimizar los defectos de las resinas acrílicas que hacia los años 40 habían reemplazado a los cementos de silicato, hasta entonces los únicos materiales estéticos disponibles.

En 1955 Buonocore utilizó el ácido ortofosfórico para incrementar la adhesión de las resinas acrílicas en la superficie adamantina.

En 1962 Bowen desarrolló el monómero del Bis-GMA, tratando de mejorar las propiedades físicas de las resinas acrílicas, cuyos monómeros permitían solamente la formación de polímeros de cadenas lineales.

Estos primeros composites de curado químico exigían mezclar la pasta base con el catalizador con los consiguientes problemas derivados de la proporción, batido y estabilidad de color. A partir de 1970 aparecieron los materiales compuestos polimerizados mediante radiaciones electromagnéticas que obviaban la mezcla y sus inconvenientes, se utilizó en los primeros momentos la energía luminosa de una fuente de luz ultravioleta (365 nm), pero ante sus efectos iatrogénicos y su poca profundidad de polimerización, fue sustituida por la luz visible (427-491 nm), actualmente en uso y desarrollo.

El desarrollo de los composites ha sido y es incesante, lo que obliga a una continua actualización. El objetivo de este trabajo es presentar los diferentes componentes de los composites actualmente utilizados en Odontología y aportar al profesional las bases que puedan proporcionarle los criterios a tener en cuenta para seleccionar uno u otro en función de los requerimientos terapéuticos.



### **2.2.2 Características de los composites**

Las propiedades físicas, mecánicas, estéticas y el comportamiento clínico dependen de la estructura del material. Básicamente, los composites dentales están compuestos por tres materiales químicamente diferentes: la matriz orgánica o fase orgánica; la matriz inorgánica, material de relleno o fase dispersa; y un órgano-silano o agente de unión entre la resina orgánica y el relleno cuya molécula posee grupos silánicos en un extremo (unión iónica con SiO<sub>2</sub>), y grupos metacrilatos en el otro extremo (unión covalente con la resina).

#### **La matriz orgánica.**

La matriz orgánica de las resinas compuestas, está constituida básicamente por: un sistema de monómeros mono, di- o tri-funcionales; un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona (canforoquinona), usada en combinación con una agente reductor, que es una amina alifática terciaria (4-n,n-dimetilaminofetil alcohol, DMAPE), y en las quimio-polimerizables es el peróxido de benzoilo, usado en combinación con una amina terciaria aromática (n,n-dihidroxietil-p-toluidina); un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable; un sistema de estabilizadores o inhibidores, como el éter monometílico de hidroquinona, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes de la polimerización y su estabilidad química tras la misma; por último, los absorbentes de la luz ultravioleta por debajo de los 350 nm, como la 2-hidroxi-4-metoxibenzofenona, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a medio o largo plazo. (Chain MC, 2001)

Los principales monómeros que han sido utilizados hasta el momento para la elaboración de resinas dentales, son: Metilmetacrilato (MMA),

Bisfenil Glicidil Metacrilato (Bis-GMA), Uretano dimetil metacrilato (UDMA) y el Trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA). El monómero base más utilizado durante los últimos 30 años ha sido el Bis-GMA (Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato). (Rodríguez G, 2008)

### **El relleno inorgánico.**

Éste componente de la resina compuesta lo conforma lo que se denomina partículas de carga. Estas partículas de carga ofrecen estabilidad dimensional a la inestable matriz orgánica, con la finalidad de mejorar sus propiedades.

Las partículas de carga utilizadas para el relleno son normalmente partículas de cuarzo o vidrio de diversos tamaños. Éste tipo de partículas pueden ser obtenidas de diferentes maneras. Una consiste en triturar mecánicamente un bloque cerámico natural o sintético, otra es a través de tratamientos químicos diversos como el procesado de compuestos de silicio. (RL, 2000)

Las partículas obtenidas con estos procedimientos pueden tener no sólo composición sino también tamaños diversos. Con frecuencia se clasifica a las resinas compuestas en función del tamaño de las partículas de relleno en: resinas de macromoléculas (partículas grandes de 10  $\mu\text{m}$ ), minipartículas (partículas de 1 a 5  $\mu\text{m}$ ) y micropartículas (partículas menores al 0.1  $\mu\text{m}$ ).

### **El agente de unión**

Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen demostró que las propiedades óptimas del material, dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. La unión de estas dos fases se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento que tiene características tanto de relleno como de matriz. (A., 1997)

El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano.

El silano que se utiliza con mayor frecuencia es el  $\gamma$ - metacril-oxipropil trimetoxi-silano (MPS), éste es una molécula bipolar que se une a las partículas de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y a su vez, posee grupos metacrilatos, los cuales forman uniones covalentes con la resina durante el proceso de polimerización ofreciendo una adecuada interfase resina / partícula de relleno.

Asimismo, el silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, pues establece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz resinosa), para la fase más rígida (partículas de relleno). Además, estos agentes de acoplamiento previenen la penetración de agua en la interfase BisGMA / Partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina.

### **2.2.3 Propiedades de las resinas compuestas.**

#### **Resistencia al Desgaste.**

Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como consecuencia del roce con la estructura dental, el bolo alimenticio o elementos tales como cerdas de cepillos. Esto no tiene un efecto perjudicial inmediato, pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones, al mismo tiempo que disminuye su duración.

Esta propiedad depende principalmente de las características físicas del relleno, así como de la localización de la restauración en la arcada dental y las relaciones de contacto oclusales. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina será más resistente a la abrasión. Esto se debe a que el módulo elástico de la resina compuesta es menor que el de las partículas de relleno, por lo tanto estas son más resistentes al desgaste y comprimen a las moléculas de la matriz en los momentos de presión. Éste fenómeno causa el desprendimiento de las partículas de relleno, exponiendo la matriz y provocando su desgaste.

El desgaste de la superficie de las resinas compuestas representa uno de los puntos débiles de éste tipo de materiales. Éste fenómeno aumenta considerablemente con la dimensión de la restauración, aunque algunas situaciones clínicas son capaces de acelerar el proceso, tales como la oclusión traumática y la calidad de de la manipulación y terminado de la restauración. (F, 1994)

### **Textura Superficial.**

El término de textura superficial se refiere a la uniformidad de la superficie del material de restauración. En las resinas compuestas, esta propiedad está relacionada con varios factores. En primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con la técnica de acabado y pulido. Una resina rugosa favorece la acumulación de placa bacteriana y puede ser un irritante mecánico especialmente en zonas próximas a los tejidos gingivales. En la fase de pulido de las restauraciones se logra una menor energía superficial, evitando la adhesión de placa bacteriana, se elimina la capa inhibida y de esta forma se prolonga en el tiempo la restauración de resina compuesta.

### **Coeficiente de Expansión Térmica.**

Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura. Cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión térmica de la resina al coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios, habrá menos probabilidades de formación de brechas marginales entre el diente y la restauración, al cambiar la temperatura. Un bajo coeficiente de expansión térmica está asociado a una mejor adaptación marginal.

Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, lo cual es significativo, ya que, las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que van desde los 0° C hasta los 60° C.

### **Sorción Acuosa y Expansión Higroscópica.**

Esta propiedad está determinada principalmente por la probabilidad de penetración de las moléculas de agua en el polímero, y se relaciona con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo y la expansión relacionada a esa sorción. La incorporación de agua en la resina, puede causar solubilidad de la matriz afectando negativamente las propiedades de la resina, éste fenómeno es conocido como degradación hidrolítica.

Dado que la sorción es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua. La absorción es también favorecida por las porosidades y las fisuras.

El fenómeno de imbibición implica también una expansión volumétrica del material que podría compensar parcialmente la contracción por polimerización.

### **Resistencia a la Fractura.**

Esta es una propiedad que se pone a prueba durante la masticación, ya que durante éste acto la resina se ve sometida, en las caras oclusales, a fuerzas que oscilan entre los 25 y los 75 daN/cm<sup>2</sup>.

Las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura y va a depender de la cantidad de relleno, las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.

### **Resistencia a la Compresión y a la Tracción.**

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

### **Módulo de elasticidad.**

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

### **Estabilidad del color.**

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

mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas.

### **Radiopacidad.**

Un requisito de los materiales de restauración de resina es la incorporación de elementos radio opacos, tales como, bario, estroncio, circonio, zinc, iterbio, itrio y lantano. Un grado de radiopacidad mayor al del esmalte, puede ser útil en el diagnóstico de caries alrededor o debajo de la restauración. (wj, 2002)

### **Grado de conversión.**

El grado de conversión indica el porcentaje de enlaces simples que se han convertido en enlaces dobles. Indica la cantidad de monómeros de la resina que han reaccionado formando polímeros. El grado de conversión de las resinas dentales actuales oscila entre el 35 y el 80%.

La conversión incompleta aporta a la resina cierta elasticidad, propiedad que puede beneficiarnos ya que reduce las tensiones generadas en la interfase adhesivo – diente. Un mayor grado de conversión confiere a las resinas mejores propiedades mecánicas, pero con el inconveniente de una mayor contracción de polimerización.

Ferracane y colaboradores determinaron que el grado de conversión óptimo para que el comportamiento de una resina dental sea adecuado es del 55%.

## **2.2.4 ADHESIÓN**

Se define adhesión como el mecanismo que mantiene unidos dos sustratos (iguales o diferentes), sin que se separen. El primero en desarrollar el concepto de adhesión fue Buonocore en 1955, por lo cual es considerado el padre de la odontología adhesiva, la adhesión dentaria es hoy en día uno de los conceptos más importantes y estudiados. (christensen G, 2001-2000)

El fenómeno de adhesión comprende la remoción de minerales y la infiltración de monómeros resinosos, con la finalidad de crear una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental, sellar los túbulos dentinales y así mantener la homeostasis del medio interno del complejo dentino-pulpar. (R, 2002)

La adhesión se consigue por dos mecanismos; uno químico: mediante la atracción interatómica, por medio de enlaces iónicos, covalentes y secundarios (Fuerzas de Van Der Waals, fuerzas polares, puentes de hidrógeno, quelación y fuerzas de dispersión); y uno físico, conocido también como sistema de traba mecánica, se logra a través de los efectos geométricos y estructurales entre los substratos adherentes. (j, 2006)

### **Parámetros que afectan la adhesión**

La calidad, resistencia y durabilidad de la adhesión depende de varios factores. Esta puede ser modificada por diversos factores tales como las propiedades fisicoquímicas del adherente y del adhesivo, las propiedades estructurales del adherente, el cual es heterogéneo, la presencia de contaminantes en la superficie de la preparación cavitaria, el desarrollo de fuerzas externas que impiden el proceso de adhesión por sus mecanismos de compensación, y el mecanismo de transmisión de cargas a través de la superficie adherida. Las condiciones de medio oral, el cual está sometido tanto a humedad como a fuerzas físicas, cambios constantes en la temperatura y pH, componentes de las dietas, y los hábitos masticatorios, influyen de manera considerable las interacciones adhesivas entre materiales y tejidos dentinarios. (R, SUMMITT, & J., 1999)

El grabado ácido del esmalte ha sido considerado un estándar dorado para unir materiales basados en resina a la estructura dental, ya que



debido a las características de este sustrato este procedimiento asegura niveles de adhesión muy confiables.

Por el contrario la unión a dentina utilizando este método aún provoca dudas a los investigadores debido a la diversidad de resultados de los estudios. Esto se da por las diversas condiciones que presenta este tejido como su compleja histología, el tratamiento químico recibido, la distancia a la pulpa, el sistema adhesivo empleado y la edad del paciente.

### **Cambios en la estructura del esmalte**

El esmalte es un tejido avascular, aneuronal y acelular, de alta mineralización y dureza extrema, que reacciona ante un estímulo nocivo o injuria química, física o biológica con pérdida de sustancia estructural, cuya magnitud está relacionada directamente con la intensidad del agente causal. Estas propiedades determinan que el esmalte no pueda regenerarse, aunque si es capaz de remineralizarse.

Cuando se aplica una solución ácida, sobre la superficie del esmalte, ésta es capaz de desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de los prismas del esmalte (Unidad estructural del esmalte), creando poros, surcos y/o grietas micrométricas; además, la sustancia ácida aplicada limpia la superficie y aumenta la energía superficial, facilitando que los micro-retenciones o surcos generados puedan ser mojados y penetrados por una resina de enlace (Tags de resina), la cual quedará retenida físico-mecánicamente en el interior de los mismos. (M, y otros, 2007)

### **Barro Dentinario**

El barro dentinario se define como cualquier resto producido por un tallado o preparación cavitaria de la dentina. Presenta como característica el ser poroso y el ser atravesado por canales sub-micrónicos que permiten el paso del fluido dentinario por ellos. Contiene hidroxiapatita pulverizada

y colágeno alterado, mezclado con saliva, bacterias y otros desechos de la superficie abrasionada. (J.)

Se adhiere fuertemente a la dentina por lo que no es posible removerla con aire o agua, por lo que reduce la permeabilidad de los túbulos dentinarios. Para lograr disolverla se hace uso de un ácido grabador, los sistemas más recientes no la destruyen completamente, por el contrario, la incorporan a la capa híbrida para de esta manera aumentar la capacidad adhesiva.

### **Humectación del adhesivo**

La interfase ideal entre el material restaurador y el tejido dentinario podría ser una que simule la unión natural del esmalte con la dentina en el límite amelo-dentinario. El contacto molecular íntimo entre las dos partes es un prerrequisito para desarrollar fuertes uniones adhesivas, esto significa que el sistema adhesivo debe humectar suficientemente a la superficie sólida, tener una viscosidad que sea lo suficientemente baja para penetrar las microporosidades y ser capaz de desplazar al agua y al aire durante la adhesión. Una humectación con un ángulo de  $15^\circ$  es satisfactoria para obtener una buena adhesión. (c., 2003) (P, 2006)

Los acondicionadores de los sistemas actuales contienen monómeros hidrofílicos, para mejorar la humectación de las resinas adhesivas hidrofóbicas, sus solventes (alcohol o acetona) aseguran una adecuada remoción de aire y líquido mediante evaporación rápida. Si un monómero adhesivo tiene polaridad y solubilidad similar a la de un polímero, el monómero puede actuar como un solvente e infiltrarlo. Si ambos parámetros son suficientemente diferentes el monómero y el polímero son inmiscibles.

Aplicando esto a la tecnología adhesiva dental, la fase de colágeno de la dentina es un polímero, por lo tanto el acondicionador y la resina adhesiva

contienen monómeros de los cuales se espera que penetren en la capa de colágeno expuesta para formar un enlace micro-mecánico.

### **2.2.5 ADHESIÓN A ESMALTE**

Profesionales experimentados saben que cuando una restauración de resina es colocada sobre esmalte adecuadamente grabado, sin importar cuánto tiempo haya estado colocada en boca, es casi imposible de remover sin cortarla. La adhesión a esmalte es uno de los logros más importantes de la Odontología en el siglo XX y XI y es considerada la razón principal de los muchos sucesos en procedimientos restauradores.

La adhesión a esmalte es bien conocida y reproducible con relativa facilidad, se explica mediante la creación o establecimiento de una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental (Macrotags o resin tags), mientras que la adhesión a dentina, es un proceso dinámico, el cual es discutido y objeto de estudio en nuestros días. La heterogeneidad estructural, la presencia de fluido dentinal (humedad relativa), y la baja energía superficial son algunas de las particularidades que hace de este tejido un substrato adherente especial para los diferentes sistemas adhesivos. Se ha descrito también que la orientación de los prismas del esmalte afecta directamente la capacidad adhesiva superior del esmalte en relación a otros sustratos. (A, 2007)

La adhesión de las resinas al esmalte grabado se debe básicamente a la formación de los Tags. El grabado ácido remueve casi 10 micrómetros de superficie de esmalte y crea una capa porosa de 5 a 50 micrómetros de profundidad.

La superficie irregular es el resultado de la disolución de cristales de hidroxiapatita, luego cuando se es agregado un material resinoso de baja

viscosidad este penetra en las microporosidades y se polimeriza formando una unión micromecánica con el esmalte. (T, 2007)

### **Clasificación de los adhesivos contemporáneos**

La clasificación más empleada en el medio científico tecnológico se basa en la aparición cronológica del sistema adhesivo en el mercado odontológico, se considera que existen seis o siete generaciones, sin embargo esta clasificación no permite que los sistemas adhesivos sean categorizados con un criterio objetivo y científico.

Varios factores caracterizan el cambio en los sistemas adhesivos desde sus inicios hasta hoy tales como el grabado ácido, el acondicionamiento ácido en dentina, el tratamiento del barro dentinario y las propiedades de manejo.

Precisamente este último cambio propició la aparición de otra clasificación ampliamente utilizada, que hace referencia al número de pasos clínicos y constitución física del sistema adhesivo: multicomponentes y monocomponentes. (G & iM., 2000)

También se ha clasificado a los sistemas adhesivos en base a su mecanismo de acción para lograr adhesión al sustrato:

Sistemas adhesivos convencionales.

Sistemas adhesivos autograbadores.

Vidrios ionoméricos.

#### **- Sistemas adhesivos convencionales**

Utilizan la técnica de grabado total como mecanismo acondicionador de la estructura dental. En el esmalte se realiza el acondicionamiento ácido, la eliminación de humedad y la aplicación del adhesivo, éste gracias a su baja tensión superficial, pequeño ángulo de contacto, capacidad

humectante y capilaridad penetra en las grietas micrométricas creadas por el ácido, formando así los macro – microtags de resina.

#### Sistemas adhesivos multicomponentes

Se denominan sistemas multi-componentes, aquellas presentaciones de adhesivo convencionales que están constituidos por más de un frasco.

En este el primer se encuentra separado del adhesivo, con la finalidad de asegurar la eficiente humectabilidad de las fibras de colágeno que han sido expuestas previamente por el agente acondicionador, transformar el estado hidrofílico de los tejidos en hidrofóbico y facilitar la entrada del adhesivo entre los canales interfibrilares, una vez terminada la imprimación se aplica el adhesivo que deberá rellenar todas las irregularidades creadas por el agente acondicionador y sellar todos los túbulos dentinarios que fueron abiertos previamente por el ácido.

#### **Con respecto a las ventajas:**

Técnica menos sensible

Permite la aplicación por separado del agente acondicionador, primer y el adhesivo.

Proveen adhesión efectiva a esmalte y dentina (in vivo / In Vitro).

Proporcionan mayor fuerza de adhesión a esmalte, en comparación con los sistemas mono-componentes y autograbadores.

Se reconocen como los adhesivos más eficaces.

Permite la incorporación de nanopartículas que mejoran las propiedades físicas del sistema adhesivo, además, estas micropartículas actúan como un componente de absorción de estrés residual y reforzando la red colágena.

#### **Con respecto a las desventajas:**

Existe mayor riesgo de sobre-desmineralizar la dentina.

Necesidad de mayor tiempo clínico.

Posibilidad de contaminar la estructura dental, porque se deben llevar a cabo varias fases clínicas.

Mayor riesgo de sobre-secar el tejido dental o que exista exceso de humedad en el substrato adherente.

### **Sistemas Adhesivos Monocomponentes**

Son el resultado de la conjugación del primer y el adhesivo por medios físicos y químicos en un solo envase.

#### **VENTAJAS DEL SISTEMA:**

Reducción del tiempo de trabajo, en comparación con los sistemas multicomponentes, porque se elimina un paso clínico.

Posibilidad de presentación en mono-dosis: Asegura la composición estable del adhesivo y la evaporación controlada del solvente.

Ayuda a disminuir las infecciones cruzadas, porque permite realizar una aplicación más higiénica.

Permite la incorporación de nanopartículas, que actúan mejorando las propiedades físicas del adhesivo, además refuerzan la red colágena y favorecen la disminución de fracturas adhesivas y cohesivas de la capa híbrida.

A pesar que estos sistemas son de alta tecnología, presentan algunas **DESVANTAJAS**, entre las más importantes:

El uso de estos sistemas adhesivos, no necesariamente implica la reducción del tiempo clínico, porque algunas presentaciones comerciales ameritan de la aplicación de varias capas (Prime Bond NT – Dentsply), con la finalidad de obtener una capa adhesiva con un grosor suficiente.

Existe mayor riesgo de crear una capa de adhesivo muy fina, que no posea la capacidad de absorción de estrés residual o que ocurra una polimerización incompleta debido a la inhibición por oxígeno.

### - **Sistemas adhesivos autograbadores**

Los sistemas de primers de autograbado utilizan una solución de un polímero ácido que penetra a través del agua que rodea las partículas del barro dentinario. Este último, a su vez, dificulta y restringe el grado de penetración dentro de la dentina subyacente y se ha visto que el medio adhesivo invade más la dentina sobre los túbulos que la zona intertubular.

Pese a esta limitante en la introducción del adhesivo, Ferrari (1996), en un estudio in vivo, concluye que estos sistemas son igualmente capaces de formar una capa híbrida, pero de menor grosor, incluyendo la formación de tags de resina laterales en las paredes dentinarias cercanas a la pulpa. Los componentes reactivos de los primers de autograbado son ésteres de alcoholes bivalentes con ácido metacrílico o fosfórico o derivados. (A & Guachalla, 2001)

Todos tienen monómeros hidrofílicos ácidos y deben ser capaces de grabar y penetrar esmalte y dentina. Su mecanismo de acción no está completamente estudiado ni esclarecido, pero se ha sugerido que la porción ácida de la molécula y el terminal fosfórico desmineralizarían la hidroxiapatita, mientras que el componente metacrilato permanece disponible para la copolimerización con el agente adhesivo y la resina compuesta.

En este proceso no hay necesidad de lavar subproductos de la reacción o residuos del éster de ácido fosfórico, ya que ambos polimerizan en la capa adhesiva.

La profundidad de la desmineralización y la penetración del agente de enlace debieran ser idénticas, dado que ambos procesos son simultáneos.

Estas propiedades de los monómeros evitan la aparición de espacios vacíos que quedan al aplicar sucesivas capas de productos, con etapas

intermedias de lavado y/o secado del esmalte. Lo que se pretende es lograr una capa uniforme, mejorando teóricamente, la calidad de la unión resina-esmalte/dentina. (L, S, R, & F, 2007)

La primera generación de sistemas autograbadores se utilizaban siguiendo dos pasos clínicos. El primero consistía en la aplicación de una sustancia acondicionadora sobre tejido dental (ácido cítrico, maléico, nítrico), no lavable que después de actuar durante 15 - 30 segundos se inactivaba y el segundo paso clínico consistía en la aplicación propiamente dicha del adhesivo.

La segunda generación de adhesivos autograbadores son los denominados "todo en uno", es decir, el agente acondicionador, el primer y el adhesivo se encuentran mezclados químico y físicamente en un sólo bote o envase, por lo tanto desde el punto de vista clínico, amerita solo un paso, que consiste en la aplicación directa de una o múltiples capas del adhesivo sobre el tejido dental a tratar.

Estos sistemas adhesivos también han sido clasificados de acuerdo a la acidez de los compuestos que los constituyen, en moderados y fuertes (Moderado: pH: +/- 2. Fuerte: Menor o igual a 1), cabe destacar que esta diferencia en el pH influye directamente en la capacidad de desmineralización del sistema adhesivo, es decir, a menor pH mayor será la capacidad de desmineralización del adhesivo. (L & kanumilli, 2006)

La penetración en el esmalte es muy auto-limitada con estos productos, ya que, como el primer no se lava, sino que sólo se seca con aire, altas concentraciones de iones de calcio y fosfato solubilizados, provenientes de los cristales de hidroxiapatita, deben hallarse suspendidos en la solución acuosa del primer y pueden exceder el producto de la constante de solubilidad para un cierto número de sales de fosfato de calcio y, presumiblemente, estos minerales tenderán a precipitar dentro del primer.



Esta alta concentración de calcio y fosfato tendería a limitar la disolución de la apatita debido al efecto de los iones comunes, auto-limitando también la profundidad de desmineralización de la superficie del esmalte.

Por otra parte, es muy posible que la unión de iones calcio a los terminales fosfato en las moléculas del primer contribuya a la inactivación de la parte ácida de la molécula, lo que, sumado a la evaporación del agua durante el secado, la fotopolimerización del primer y la subsecuente aplicación de los agentes adhesivos, restringiría e inhibiría el efecto auto-grabante de las moléculas del primer.

Esta diferencia en la técnica de aplicación, de no lavar la superficie, sino evaporar los solventes (agua, etanol y acetona), en contraste con la técnica convencional con ácido fosfórico, puede derivar en una disminución de la resistencia adhesiva en esmalte y dentina, si no se logra eliminar adecuadamente los solventes, debido al efecto adverso de éstos sobre la polimerización del agente de enlace aplicado luego de la preparación ácida de la superficie dentaria.

Se ha demostrado que el grado de desecamiento con aire de la superficie del esmalte tratado, es significativo en la resistencia a la tracción, que disminuye con tiempos de secado menores.

Estas diferencias pueden deberse a que los residuos de los solventes actúan como inhibidores de la polimerización del agente de enlace. Una fuerza de unión adecuada de los materiales adhesivos al esmalte, entonces, depende no sólo de la adecuada penetración del agente adhesivo, sino también de las propiedades mecánicas del mismo; en consecuencia, si el grado de polimerización del agente de enlace influye significativamente en la resistencia a la tracción, un tiempo adecuado de

secado evaporación de los solventes se hace imprescindible para obtener los mejores resultados.

Se ha sugerido que un aspecto opaco uniforme es un indicador de adecuada desmineralización del esmalte. Sin embargo, los primers de autograbado no generan esta apariencia, lo que dificulta valorar adecuadamente la preparación del esmalte. La cuestión es determinar si estos primers, por su acción auto-limitada, son capaces de grabar debidamente el esmalte, de manera de obtener una buena retención micromecánica para el agente de enlace.

De no ser así, la ventaja de simplificar la técnica puede verse anulada por factores sensibles al procedimiento, que lleven a una reducción de la resistencia a la tracción en el esmalte.

Existen diversos estudios que han reportado la capacidad de estos primers para grabar el esmalte. Sin embargo, en esta evaluación es importante tener en cuenta que, para efectuar las fotografías de microscopio electrónico de barrido, el primer se remueve por un lavado intenso con acetona, después del tiempo de aplicación indicado por el fabricante.

Es concebible, en consecuencia, que residuos del primer o precipitados de fosfato cálcico permanezcan en la superficie del esmalte, enmascarando el patrón de grabado, por ende, la evaluación morfológica del efecto de grabado en esmalte es limitada.

Es importante considerar que el sistema convencional de grabado produce una muy buena resistencia a la tracción tanto en esmalte intacto como en esmalte fresado, en cambio, con primers de autograbado, la resistencia a la tracción disminuye significativamente en esmalte intacto,

ambos sistemas dan una resistencia similar y aceptable en esmalte fresado.

También el microscopio electrónico de barrido mostró que el patrón de grabado provocado por los primers de autograbado no era suficientemente profundo como para obtener una buena penetración de la resina adhesiva en el esmalte intacto.

Distintas investigaciones evidencian un patrón de grabado muy pobremente definido, sin embargo, los valores de adhesión obtenidos in vitro en esmalte con estos agentes, siguiendo la indicación de los fabricantes, son aceptables clínicamente (18,1 – 25,9 MPa).

**Las ventajas de estos sistemas pueden ser:**

Desmineralización e infiltración de resina simultánea.

Posibilidad de monodosis: Permite el control de la evaporación del solvente y así mantener la composición estable del adhesivo.

Adecuada interacción monómero-colágeno.

Efectivo desensibilizador dentinal.

Menor importancia a la humedad dentinal.

Disminuye el riesgo de las infecciones cruzadas.

**Con respecto a las desventajas tenemos:**

Insuficientes estudios (In Vitro / In Vivo) a largo plazo.

La fuerza de adhesión que se logra en el esmalte es suficiente, pero es inferior a la que se obtiene con los sistemas adhesivos convencionales.

Se ha sugerido realizar un grabado previo de la superficie del esmalte para obtener mejores niveles de adhesión. (C, C, P, & A, 2007)

## 2.2.6 CONTRACCIÓN

En el laboratorio las resinas compuestas tienen un buen comportamiento mecánico, estudiadas aisladamente. Pero en la clínica se detectan problemas marginales con consecuencias negativas, como enseguida comentaremos.

La mayor parte de estos fracasos se debe a la contracción de polimerización. En volumen, esta cifra oscila entre un 1,35 y un 7,1% para los materiales de restauración y entre un 2,5 y un 4% para los cementos. (P, P, M, R, & P, 2003)

Como regla general, podemos decir que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio de la mezcla de monómeros que forman la fase resinosa, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica. En este momento, el clínico se dirá: "Vaya, lo que faltaba: a partir de ahora, tendré que aprenderme también el peso molecular de los monómeros y saber cuales forman el composite que uso.

Vaya información más aplicable la de este papel". Bueno, no es necesario. Hay una regla general: cuanto menor sea la viscosidad del material, mayor será la contracción.

Esto se debe a que la viscosidad de los materiales se adapta durante el proceso de fabricación a las necesidades de la clínica mediante tres métodos principales.

El menor p.m. de las resinas añadidas hace que la capacidad de fluir de la mezcla mejore y la mayor cantidad y movilidad de los grupos activos que se favorezca el entrecruzamiento de las cadenas en el momento de la polimerización, lo que mejora las propiedades del producto final.

Pero la consecuencia indeseable es que el porcentaje de contracción aumenta, porque deben acercarse más moléculas entre sí, las moléculas son más pequeñas, lo que aumenta el número de dobles enlaces C=C por unidad de volumen y el grado de conversión aumenta, porque mejora la movilidad de los monómeros. (r & davy kwm, 1998)

Ahora bien: ¿qué significa una contracción del 3 o el 5% en cuanto a tensión?, ¿se produce poca o mucha tensión en el material o las paredes?, la tensión que se produce ¿aparece en el fondo, las paredes, o dónde?

### **Desarrollo del estrés**

El proceso de formación del estrés que se desarrolla en el seno de un material que polimeriza en una cavidad adhesiva, puede describirse como complejo, al menos. Este estrés tiene, contrariamente a la imagen mental habitual, dos componentes principales (y, probablemente, todos los intermedios); en una cavidad Clase I ideal habrá, así, un componente perpendicular a la interface, responsable de la deformación del diente y la restauración y parcialmente del despegamiento, si llega a producirse, y otro componente paralelo a ella, que colabora en la destrucción de la interfase mediante un mecanismo de cizallamiento. (FELIZER AL, 1990)

Durante el curado en bloque de una restauración adherida ocurre un proceso, como digo, complejo la limitación espacial que se impone a la contracción, debida a las condiciones adhesivas restrictivas, produce estrés en el material, estrés que, si excede el límite elástico, produce en dicho material una deformación plástica, permanente.

Al principio de la polimerización el límite elástico es bajo, por lo que la deformación plástica de la resina se consigue sin daño para su estructura

ni para la interfase, pues sus moléculas aún pueden deslizarse unas sobre otras. Ésta deformación se conoce como flujo.

En esta fase el material se deformará sin producirse estrés gracias, recalquemos, a la posibilidad de deslizar sus moléculas unas sobre las otras.

Al avanzar el curado la contracción y el flujo disminuyen y la rigidez aumenta, lo que causa un aumento del estrés, pues aún siendo menor la contracción volumétrica ésta ocurre en el seno de un material más rígido.

Es importante darse cuenta de que el estrés aparecerá en todo el volumen de material. La zona de material adyacente a las paredes cavitarias será la causante del estrés que más nos afecta, pues es el responsable de los fallos de la interfase. Pero el material almacena en su seno, más alejado de la interfase, tensiones residuales.

Este estrés puede producir un fallo de la interfase y/o de la propia estructura (fallo cohesivo) de la resina y el diente. En esta situación, un análisis morfológico puro de los márgenes puede mostrar ausencia de "gaps", o dehiscencias en la interfase, pero es posible que haya habido una discontinuidad de dicha interfase que se recupere después por la expansión higroscópica del material o la dentina.

El margen aparecería apuesto, sin que ello signifique necesariamente que esté sellado, y menos aún adherido. El componente traccional del estrés, perpendicular a la superficie del diente, se localiza preferentemente en los márgenes cavo-superficiales y va aumentando en valor (su dirección y sentido se mantienen siempre: perpendicular a la superficie cavitaria más externa y hacia el interior de la cavidad) según progresa la polimerización en profundidad. Por lo tanto, la probabilidad de fallo adhesivo puro debido a un estrés de este tipo en el margen cavo-superficial, aumenta al progresar en profundidad la polimerización. (R u. g., 1994) (mm, 1994)

El componente de cizallamiento del estrés no es constante (en valor absoluto ni en sentido) en las paredes de la restauración. Mientras la polimerización no alcanza, en profundidad, un determinado punto, el estrés de cizalla no aparece en esa zona.

Cuando comienza a polimerizar la zona en cuestión el estrés de cizalla se dirige inicialmente hacia la cara libre, externa, (donde comenzó la polimerización) y, al avanzar el curado y ser superado ese punto por el frente de polimerización, cambia su sentido dirigiéndose hacia el fondo.

Es, pues, un estrés de vaivén, que somete a cada zona de la pared cavitaria a un esfuerzo de cizalla dirigido primero hacia el exterior y luego hacia el interior o fondo. Es fácil comprender que es una situación potencialmente muy dañina para la integridad de la interfase.

En la restauración totalmente polimerizada el estrés residual final de cizalla en las paredes está orientado hacia la superficie en la zona externa (más cercana a la apertura cavitaria) y hacia el interior en la interna (cercana al fondo), estando la línea divisoria (donde cambia el sentido del estrés) aproximadamente en la línea amelodentinaria.

De acuerdo con la descripción anterior aseguran que las diferencias de patrón de contracción entre los materiales de curado químico y los curados por luz son mínimas, y que las resinas compuestas fotocurables no contraen hacia la luz, sino que la dirección de progreso del estrés está condicionada fundamentalmente, por la forma de la cavidad, la calidad de la unión del material a las paredes y el grosor de la capa. (versluis A, 1998) (E, 1998)

## Cantidad de estrés

La tensión, como sabemos, se expresa en unidades de fuerza por unidad de superficie. Generalmente se usa en el mundo anglosajón el psi (pound per squared inch) o, internacionalmente, el Megapascal (Mpa). Un Mpa equivale a 1 Newton(N)/mm<sup>2</sup>.

En otras unidades, más perceptibles, 1 MPa = 10,2 kg/cm<sup>2</sup>. Para hacernos una idea gráfica de su equivalencia, un adhesivo con una resistencia traccional de, digamos, 18MPa sería capaz de soportar una tracción de 183,6 kg ejercida sobre 1 cm<sup>2</sup>, lo cual no es ninguna tontería.

Lo cierto es que no hay muchos estudios que cuantifiquen el valor del estrés de contracción durante la polimerización. El método más utilizado consiste en situar el material estudiado entre dos discos paralelos entre sí, a distancias diferentes, y permitir su polimerización ensamblados a una máquina de ensayos mecánicos.

Pero el secreto consiste en no permitir que los discos se acerquen durante el proceso, pues ello haría que la tensión se disipase, y tanto más se dispararía cuanto menor fuese la distancia inicial entre los discos, siendo éste el caso en el que cabría esperar cifras más altas de estrés.

Para mantener la distancia se dispone de un sistema de retroalimentación que percibe los movimientos de los discos y obliga al sistema a recuperar la posición establecida inicialmente. A esto se llama una situación "rígida". Pero este diseño -recordemos, casi universalmente utilizado- tiene dos limitaciones importantes (A M. j., 1998):

- **Primera:** que la tal "rigidez" no es tal, sino que el material está confinado entre dos discos que están acercándose y separándose



continuamente. Aunque la distancia promedio sea la inicial, no lo es durante todo el proceso, por lo que a cada muestra se le permite ceder algo y se le obliga a recuperarlo, continuamente. Este proceso de relajación/tensión es probablemente causa de errores en la lectura de la tensión, aunque se pueda argumentar que el rango de movimientos de avance y retroceso a los que se somete al material está probablemente dentro de su límite elástico.

- **Segunda:** la limitación es conceptual, no existe en la naturaleza ningún sistema rígido puro, y no digamos con el tipo de "rigidez" descrita anteriormente. El diente y la restauración siempre permiten la relajación de los materiales, lo que hace que tengan menos traducción real los valores encontrados con el sistema anteriormente citado. Pero, aún así son, por ahora, los únicos disponibles. (Tren Grove HG, 1995)

En resumen, aunque las cifras de tensión publicadas hasta el momento con esta metodología no son aparentemente elevadas, no es seguro que los valores sean clínicamente aplicables. En la tabla se citan los resultados de tensión a los 15 minutos obtenidos por Condon y Ferracane, por tratarse de los últimos publicados, trabajando con materiales fotopolimerizables. (JL, 1998)

Otros autores, empleando métodos de análisis fotoelástico encuentran valores mucho más altos, de hasta 23MPa en las líneas ángulo internas. (M K. Y., 1998)

### **Relajación del estrés**

Como no todo va a ser negativo, el estrés interno del complejo diente-adhesivo-material restaurador puede llegar a relajarse, como enseguida veremos. Pero debemos recordar que no es de esperar que una interface

previamente destruida por el estrés se recupere en su integridad (con sellado y capa híbrida) aún con una relajación total del estrés.

Lo máximo que es de esperar que ocurra es una aposición mejor con una especie de retención mecánica a la antigua usanza con contacto más o menos íntimo (que no adhesión) entre las interfaces.

La causa principal de la relajación del estrés es la:

### **Expansión higroscópica**

Según Feilzer y cols., ocurre una relajación del estrés con el tiempo, al absorber el material agua de su entorno. Dicha relajación puede, en algunos casos, convertirse en una expansión que puede llegar a igualar la contracción previa.

Como es de esperar, esta relajación por absorción acuosa es un proceso lento, que actúa bastante más tarde de lo que lo hace la contracción de polimerización, con lo que, podríamos decir, el mal ya está hecho. La tasa de relajación por absorción acuosa depende principalmente del tipo de resina, el tipo de adhesión matriz-relleno, el grado de polimerización de la resina y de su accesibilidad al agua.

### **Tipo de resina**

Los monómeros de resina BisG MA, TEGDMA y UDMA absorben más que otros, hidrofóbicos.

### **Interfase matriz-relleno**

La unión entre ambos se consigue, en general, mediante los silanos. Dicha unión es poco estable hidrolíticamente y, si es imperfecta, a su través se pueden formar unos a modo de canales de absorción para el agua que son favorables, desde el punto de vista de la relajación, aunque desde el punto de vista de la estabilidad mecánica del material no lo sean.

### **Grado de polimerización**

Porque afecta a la saturación de grupos activos y a la rigidez y permeabilidad tridimensionales de la malla de resina. Con BisGMA y UDMA siempre hay dobles enlaces remanentes debido a la rigidez de la malla. Además los diluyentes (p.ej.: TEGDMA) aportan dobles enlaces no saturados. El grado de conversión está entre el 43,5 y el 73,8% para composites posteriores. Cuanta menor viscosidad tenga el material, mayor grado de curado. (KH, 1990)

### **Accesibilidad del agua**

Fundamental en los cementos adhesivos de restauraciones rígidas.

Las posibles vías de acceso del agua (JC, 1998) son:

**Desde el entorno:** Especialmente en el caso de los cementos, ésta es una condición favorable, pero poco, porque el camino es largo y el área de acceso pequeña: únicamente la cara expuesta del cemento, unas pocas micras cuadradas.

Además, al ser las zonas externas las primeras en absorber agua, se crea un gradiente entre éstas y las más internas, aún no hidratadas, añadiendo tensión al conjunto. También desde el entorno puede acceder el agua al cemento a través de la restauración, pues todos los materiales de restauración absorben agua, en mayor o menor grado. (Aj, 1997)

Esta es, desde luego, una posibilidad con poco peso clínico, probablemente.

**Desde la dentina:** Parecido a la consideración anterior, pero con la dificultad añadida de que hay una capa de material -el adhesivo- interpuesta. De todas maneras, también en las restauraciones directas, la absorción acuosa desde la dentina es la más favorable, porque relaja el estrés precisamente en la zona más crítica.

## **Nuevos materiales**

La estrella de este apartado son los llamados monómeros "sin contracción de polimerización". Los primeros en desarrollarse fueron los compuestos bicíclicos (con formulaciones tan eufónicas como los espiro ortoésteres u ortocarbonatos, lactonas, ciclooctanos), que contienen en la fase monomérica anillos aromáticos que se abren durante la polimerización, de manera que se compense algo o toda la contracción, produciéndose incluso expansión en algunos compuestos.

El inconveniente es que estos compuestos deben mezclarse con otros monómeros para hacerlos utilizables en clínica. Las distintas mezclas con otras resinas han dado resultados negativos en cuanto a expansión, por lo que esta vía de trabajo ha sido casi abandonada.

Otra vía de trabajo, más actual, es la de los oxibismetacrilatos. El mecanismo es contrario al anterior: en vez de proveer anillos que se abran al polimerizar, dichos anillos no existen en el material sin polimerizar, creándose unos pseudoanillos durante el curado.

Estas resinas reducen, pero no eliminan, la contracción, y están siendo evaluadas actualmente en cuanto a sus propiedades mecánicas.

Los fluoropolímeros, debido a sus propiedades de baja energía superficial, estabilidad térmica, bajos coeficientes de fricción y de expansión térmica y menor contracción de polimerización están siendo actualmente investigados como posibles alternativas a las resinas compuestas actuales, pero su desarrollo está aún en fase de formulación y evaluación de laboratorio

## **Parámetros clínicos**

### **Relleno**

Este es un parámetro con dos caras. Por un lado, un alto porcentaje de relleno posibilita el que durante la polimerización, las partículas

interactúen y contacten entre sí al contraerse la matriz. (sakguchi RL, 1992) (G W. G., 1992)

Las propiedades de la masa de resina compuesta se aproximan así a las del relleno, de mucho más alto módulo de Young (más rígido): mayor estrés de contracción en el seno de la resina.

Pero por el otro lado, el mayor porcentaje de relleno hace que la cantidad de resina sea menor, con lo que lo es también la cantidad total de contracción. Pero el estrés no es necesariamente menor: debemos recordar que se produce por un balance entre la rigidez, la capacidad de fluir y la cantidad de contracción. En este balance, los materiales con más alto índice de relleno tienen más estrés. (DB, 1997)

### **Tipo de curado**

En este momento recordaremos sólo que los materiales de polimerización estrictamente química, almacenan un estrés de contracción menor y más lento que los de curado por luz. Es casi fundamentalmente una cuestión de ritmo: el curado por luz es mucho más rápido (en algunos casos hasta violento), lo que dificulta la adaptación elástica del sistema diente-adhesivo-material.

### **Porosidad del material**

Los poros o burbujas están presentes casi en la totalidad de los materiales a base de resina compuesta que utilizamos en la clínica. Alster y cols., describieron la disminución del estrés de contracción que se produce al incorporar intencionalmente y de manera controlada poros en el seno de un material. El concepto es sencillo: los poros se distribuyen uniformemente por la masa de material y proporcionan una superficie libre interna que facilita el flujo del material. (D, 1996)

Al producirse la polimerización, los poros, supuestamente, se dilatan, relajando el estrés en su entorno inmediato. Este aporte de superficie libre tiene, además, otra característica: está uniformemente distribuida por todo el material, al contrario que la superficie libre externa, y no se bloquea rápidamente por la acción de la luz.

Dejando aparte las otras consideraciones (alteraciones del color o de las características mecánicas del material, presencia de resina sin polimerizar en la periferia de los poros debido al aire que contienen), los poros producen un efecto beneficioso en el estrés. Este es otro argumento - desde el punto de vista del estrés, recordemos a favor del uso de materiales de polimerización química: deben espatularse para activar el curado. La espatulación o mezcla siempre produce poros en cantidad y tamaño importantes.

Los materiales que no se mezclan también tienen porosidad, debida al proceso de fabricación, pero de menor entidad. Recientemente hemos descrito diferencias notables en la porosidad de diferentes resinas compuestas de cementado. (JC M. A., 1997)

Esta diferencia debe tener trascendencia en el momento de la contracción, trascendencia que aún no se conoce. Podría definirse también una "porosidad estructural" de los materiales con relleno, aún no estudiada. Como ya hemos dicho, la carga inorgánica de los materiales se une más bien imperfectamente a la matriz de resina mediante los silanos.

Cuando esta unión no es perfecta, o desaparece por hidrólisis, el efecto sobre el estrés es el de un poro, esta vez relleno de material inorgánico en vez de aire. Sin olvidar el efecto de canales preferenciales de transporte de agua que tendrían los espacios creados.

### **2.2.7 CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN**

Es de gran relevancia tener en conocimiento que el mecanismo de contracción de polimerización de las resinas compuestas es de naturaleza molecular donde los monómeros se unen formando cadenas poliméricas después de ser activados durante la polimerización. (J.C & UMSS, 2009)

Esta contracción es inherente a la reacción de polimerización de los sistemas actuales y es inevitable pero se lo puede controlar, por lo que es de gran importancia entenderla para poder controlarla clínicamente, de esta manera minimizar este problema y lograr tener un sellamiento marginal adecuado.

(BAUSCH & al, 1982) Manifiestan que la contracción de polimerización es el resultado del reordenamiento molecular en un espacio menor aquel requerido en estado líquido, donde las moléculas tenían cierta movilidad.

(LAMBRECHS, 1999) Menciona que la contracción de polimerización es una de las fuerzas más destructoras dentro del procedimiento de adhesión diente – resina porque produce una brecha en la interface composite-diente. Indicando que la contracción de polimerización por lo general no representa un problema en las cavidades pequeñas, por el contrario si es un problema en las cavidades grandes.

(NOCCHI E, 2000) Indica que la contracción de polimerización está directamente relacionada con el contenido de partículas inorgánicas presente en la resina compuesta; de tal manera explican que las resinas fluidas y las micropartículas son las que presentan mayor contracción de polimerización debido a que contienen menor cantidad de carga inorgánica, en comparación con otros tipos de resinas compuestas.

### **A nivel molecular**

Se ven partículas; moléculas pequeñas que se llaman monómeros, entre ellas hay espacio, éstas partículas se encuentran en estado líquido por tanto las moléculas están en movimiento, cuando estas moléculas son expuestas a la luz se unen unas a otras reordenándose formando un polímero; que son macromoléculas, formadas por la unión de muchas pequeñas moléculas; sustancia de mayor masa molecular entre dos de la misma composición química, resultante del proceso de la polimerización. Este reordenamiento molecular disminuye la distancia promedio entre moléculas próximas de 0,4nm para 0,15nm lo que a su vez se traduce como una contracción del material.

### **2.2.8 POLIMERIZACIÓN**

MACCHI, R.L; (2007) Hace referencia al mecanismo de pasar de monómero a polímero, proceso que se lo conoce como polimerización, formación o crecimiento de cadenas a partir de la unión de eslabones. Antes de la reacción de polimerización los monómeros están en movimiento desplazándose en diferentes direcciones pero sin reaccionar entre ellos.

La reacción es básicamente química, los monómeros se unen entre sí por medio de enlaces covalentes y forman un polímero de cadenas cruzadas. La completa polimerización del material está determinada por el grado de conversión de monómero a polímero, indicando la cantidad de grupos metacrilato que han reaccionado entre sí mediante un proceso de conversión. Los factores de los que depende el grado de conversión del composite.

La contracción volumétrica que sufre el composite durante el curado oscila entre el 1,35 y el 7,1% y es junto al estrés de polimerización, lo que



produce los fallos cohesivos y adhesivos, que, junto al grado de conversión monómero-polímero, son las causas principales del fracaso de las restauraciones con resinas compuestas. La contracción volumétrica depende solamente de la matriz orgánica y, dentro de ella, del número de reacciones que se produzcan, aumentando con el grado de conversión y disminuyendo con el incremento del peso molecular de los monómeros.

La industria trata de encontrar fuentes de luz que permitan la máxima conversión con el mínimo estrés de polimerización, ya que ello contribuirá a la mejora de los resultados estéticos y funcionales de los materiales compuestos; el uso de lámparas (tanto halógenas, convencionales o de alta densidad de potencia, como LEDs) que ofrecen un incremento gradual de la intensidad lumínica es muy útil para disminuir la contracción volumétrica del composite.

En la actualidad existen diferentes fuentes para el fotoactivado de resinas compuestas: lámparas halógenas, lámparas de arco de plasma, luz láser y luz emitida por diodos (LED).

De todos ellos, las más utilizadas son las lámparas halógenas y las lámparas LED. Los LEDs son una alternativa prometedora en la polimerización por luz de los materiales dentales. El uso de LEDs en Odontología ha sido discutido desde el desarrollo de diodos azules en los años 90. Las investigaciones han demostrado que a una intensidad de luz de 100 mW/cm<sup>2</sup>, la profundidad de polimerización y el rango de conversión de monómero de la resina es significativamente mejor con un LED al ser comparado con una lámpara halógena.

La potencia de las lámparas LED disponibles actualmente en el mercado es muy similar a la de las lámparas halógenas, en torno a los 755 mW/cm<sup>2</sup>. Los estudios demuestran que la calidad de luz de polimerización no es exclusivamente debida a la intensidad de luz,

también se debe tener en cuenta el nivel de absorción del sistema iniciador, esto hace que el espectro emitido sea un factor importante y determinante en el desempeño de una lámpara de polimerización.

La curva de absorción de la canforoquinona se extiende entre 360 a 520nm, con un máximo a 465nm. El espectro de emisión óptimo de una fuente de polimerización es por lo tanto entre 440 y 480nm. En las lámparas de polimerización convencionales, 95% de la luz es emitida en longitud de ondas entre 400 y 510nm; en contraste, el 95% del espectro emitido de los LEDs azules se sitúa entre 440 y 500nm, siendo la emisión máxima de un LED azul de 465nm, idéntica que el máximo de la canforoquinona; la probabilidad de un fotón emitido por una lámpara de polimerización LED de ser absorbido por la canforoquinona es por lo tanto mayor que para una lámpara halógena.

### **2.2.9 MECANISMO DE POLIMERIZACIÓN DE MONÓMEROS**

(MACCHI, 2007) hace referencia a la reacción de transformación de monómeros en polímeros lo cual puede realizarse de varias maneras.

Los mecanismos más utilizados son: Los de polimerización por condensación, por apertura de anillo, y por adición o vinílica. A su vez también indican que en algunas clasificaciones se considera a los últimos dos como de polimerización por adición y se diferencia dentro de este de los de polimerización vinílica y por apertura de anillo.

#### **Polimerización por condensación**

Se produce haciendo reaccionar moléculas habitualmente distintas, para logra su unión y no solo se logra la unión sino también la formación de subproductos de bajo peso molecular (agua, amoniaco) que permanecen al margen de la molécula de polímero.

### **Polimerización por apertura de anillos**

Se promueve en las moléculas de tipo epódica, que poseen en su extremo un anillo conformando por el cierre de las ligaduras con las dos uniones disponibles del oxígeno. La formación del polímero se hace en este caso a partir de una molécula con dos radicales epóxidos.

También dan a conocer que la reacción permite lograr un polímero, de manera que ambas moléculas tienen dos grupos reactivos, de manera similar a como se logra la polimerización por condensación, pero no se forma ningún subproducto.

### **Polimerización por adición o vinílica**

Se pone en conocimiento que este tipo de mecanismo se diferencia de la polimerización por condensación debido a que como resultado de ella se obtiene el polímero y ningún tipo de subproducto y de la polimerización por apertura de anillos en que no se parte de moléculas con dos grupos reactivos distintos que interactúan.

Por tanto la polimerización por adición se da en las sustancias con moléculas no saturadas. Si se desea obtener polímeros de más elevadas propiedades mecánicas será necesario lograr que entre las cadenas se generen fuerzas mayores.

## **2.2.10 FENÓMENOS DE LA POLIMERIZACIÓN**

MACCHI, R.L;(2007) hace una retroalimentación indicando, una vez que se logra transformar un monómero en polímero, se obtiene un material orgánico o polímero, pero inmediatamente es posible detectar dos fenómenos colaterales que es preciso tener en cuenta:

El primero; la polimerización representa un cambio de un ordenamiento de mayor energía a uno de menor energía. Donde la sustancia de monómero tiene mayor energía que la sustancia polímero.

En tanto al producirse la polimerización esa energía no puede perderse sino que se transforma y libera en forma de energía térmica (la reacción de polimerización es exotérmica).

El otro fenómeno menciona que se debe a la distancia que separa las moléculas de monómero cuando está en ese estado haciendo mención que es diferente de la que las separa cuando integran la cadena de polímero. En el primer caso, el enlace entre ellas es por uniones secundarias y, por lo tanto, la distancia entre monómeros y monómero es relativamente grande.

Al formar una cadena de polímero reaccionan para unirse por covalencia y se acercan a una distancia mucho menor. Esto hace que la masa de polímero ocupe un volumen menor que el de la misma masa de monómero y que, por lo tanto, su densidad sea mayor.

### **2.2.11 PROCESO DE POLIMERIZACIÓN**

(DAVIDSON & GEE, Suh, al, & SAKAGUCH, 1984-1999-1999-1999)menciona que el proceso de polimerización es complejo y envuelve numerosos pasos.

Al principio se forman cadenas poliméricas lineales, las cuales se van ramificando formando cadenas cruzadas entre las cadenas lineales. Constituyendo una verdadera red polimérica. A la vez que las cadenas poliméricas van aumentando en tamaño, aumentan también su peso molecular y su dureza .También determino que durante el proceso de polimerización, la resina compuesta atraviesa tres etapas:

#### **Fase pre-gel**

Se produce al inicio de la polimerización de un material de base orgánica, las moléculas pueden deslizarse y adquirir nuevas posiciones y orientaciones y así de esta manera, compensar el stress de contracción

de polimerización. En esta fase, el stress de contracción generado no es transferido para la interface de unión, debido a la capacidad de escurrimiento de las moléculas. En este momento el material todavía es una pasta (masa plástica) o visco plástico.

### **Punto gel**

Se manifiesta cuando la reacción de polimerización ha avanzado lo suficiente como para formar más macromoléculas que logran transformar el material en un sólido, en este momento la resina pasa del estado fluido para el estado sólido.

Este punto es muy importante, porque a partir de él, la resina adquiere un alto módulo de elasticidad pierde la capacidad de escurrir y comienza a transferir el stress generado en la contracción de polimerización a la interface diente restauración, (superficie adherida).

### **Fase post gel**

El material alcanza un grado de rigidez elevado, la capacidad de escurrimiento de la resina queda restringida, debido al aumento de cadenas cruzadas ya establecidas en la matriz. Toda fuerza de stress de contracción generada a partir de ese punto será transferido para la interface de unión diente-restauración.

De forma contraria si se aplica una baja intensidad de luz en una resina compuesta obtendremos una mayor prolongación de la fase pre-gel, cual nos permite contrarrestar las tensiones provenientes de C.P. obteniendo mejores resultados durante el procedimiento restaurador.

(LANATA, 2003) El autor coincide con la teoría del proceso de polimerización mencionada antes y pone en nuestro conocimiento que; durante el proceso de polimerización la resina compuesta atraviesa tres clases claramente diferenciables.

Fase pre gel; el material todavía se encuentra en una masa plástica; de esta manera los monómeros que forman parte de la matriz pueden moverse o adoptar nuevas posiciones dentro de ella.

Punto gel; en esta etapa la reacción de polimerización ha avanzado lo suficiente de tal manera que el material se encuentra en un estado sólido esto nos indica que el material ya no tiene la capacidad de escurrirse o fluir.

Fase post gel; no obstante, como la polimerización sigue avanzando, el material continua contrayéndose, tiene un alto grado de rigidez de manera que se produce la denominada tensión o stress de contracción.

(Gee, (1984), & al, 1966) Mencionan que la contracción total es definida como la suma de la contracción pre y post-gel: el stress desarrollado durante la contracción puede generar fuerzas capaces de romper la resistencia adhesiva de la restauración a las paredes cavitarias.

(et, (1996), & al, 1997) los autores propusieron como forma de minimizar el stress de contracción de la polimerización el alargamiento de la fase pre-gel de la resina compuesta. También explicaron, cuanto menor la capacidad de escurrimiento de la resina mayor el stress de contracción, lo que es determinante para el proceso adhesivo

### **2.2.12 CONSECUENCIAS DE LA CONTRACCIÓN**

(W., R., & R, 2003) Hacen referencia en lo que se refiere a la polimerización, y explican que es difícil no entrar en detalles técnicos ya que muchas de las virtudes y defectos surgen de la composición y de la interferencia del operador.

Para comprender la causa de los problemas, tenemos que admitir de que el proceso de endurecimiento de un polímero ocurre por el enlace de

moléculas que después de unirse van a llegar a ocupar un volumen menor que el inicial.

Las resinas necesitan polimerizarse para obtener sus propiedades, cuanto más se polimerizan mejores propiedades consiguen. Pero lamentablemente cuanto más se polimerizan, más se contraen.

Y cuanto más se contraigan durante la fase post gel, más van a someter a tensión las superficies adheridas, de manera que llega a existir varias causas.

Menciona diversas consecuencias de contracción de polimerización.

Formación de brechas marginales

Micro filtración; pasaje de sustancias líquido, bacterias a través de una interface, entre la resina y el diente por falla de la adhesión consecuencia de contracción de polimerización.

Pigmentación; (que señala esa brecha interna como una mancha)

Sensibilidad post operatoria (consecuencia de los cambios de temperatura se produce un aumento o una disminución de la brecha).

Fragilidad de la estructura dental

Microfracturas; (si hay un adhesivo fuerte se provoca microfracturas).

Recidiva de caries y pérdida de la vitalidad pulposa aparecen a largo plazo dependiendo del tamaño de la cavidad.

De manera que concluye; haciendo referencia que la contracción de polimerización no se puede evitar porque el material si o si necesita contraerse; pero si se puede reducir la contracción de polimerización.

Aunque con algunas consecuencias diferentes, todos estos acontecimientos indeseables traen reclamaciones para el operador, pudiendo generar falta de confianza en el paciente.

### **2.2.13 FOTOPOLIMERIZACIÓN**

El proceso de fotopolimerización y en particular los protocolos de curado desarrollados en los últimos años, han tenido un papel relevante en el área de los materiales dentales; pero su uso, es muy variado y de gran éxito en distintas áreas de la ciencia y de la industria.

La lámpara de polimerización por luz es utilizada para activar a los fotoiniciadores en los materiales dentales restauradores para iniciar la polimerización del material.

Estos sistemas activados por luz, son actualmente los métodos de elección para polimerizar a las resinas compuestas cuando son colocadas directamente.

La calidad, el éxito y la longevidad de la mayoría de los procedimientos de los materiales dentales actuales, dependen en mucho del buen uso y de un funcionamiento adecuado de las unidades de fotopolimerización.

Para obtener resultados óptimos en la fotopolimerización de las resinas, es importante considerar siempre 3 factores y sobretodo adecuarlos al proceso clínico:

**INTENSIDAD.**

**TIEMPO.**

**VELOCIDAD.**

Además, también es importante considerar siempre, que existen otros factores que tienen impacto en el efecto por la luz, como:

Características de absorción de luz del fotoiniciador.

Emisión en longitud de onda de la fuente de luz.

Intensidad de la Luz.

Bioproductos del fotoiniciador.



Eficiencia del iniciador.  
Concentración del iniciador.  
Tiempo de exposición.  
Dispersión de la luz.  
Grosor del objeto a polimerizar.  
Viscosidad de la resina.  
Presencia de inhibidores (Oxígeno, BHT).  
Temperatura.

Y a los factores que afectan directamente a la polimerización del material, como:

Tipo de relleno (tamaño y carga).  
Efectividad de transmisión de luz.  
Espesor del material.  
Color o valor del material.  
Limpieza de las puntas.  
Tiempo de exposición.  
Distancia de la punta de la lámpara.  
Intensidad de la luz.  
Calidad de la luz.

Uno de los más importantes y menos entendido de los componentes de las resinas compuestas, es el sistema fotoiniciador. Este sistema puede presentar uno o más componentes que van a convertir la energía de la luz de curado en especies que van a iniciar la reacción de polimerización.

La importancia de la luz para que exista una adecuada fotoactivación, va a requerir de una intensidad que puede ser variable y de la cual, su acción dependerá del tiempo de exposición para poder hacer que los fotones lleguen a todas las zonas del material de resina, buscando principalmente, que esta luz aporte suficientes fotones en una longitud de

onda adecuada para generar una reacción química que provea a la resina de una buena polimerización.

En la mayoría de los materiales fotopolimerizables, esto va a ocurrir cuando los radicales libres reaccionen con las moléculas insaturadas del componente resinoso.

Existe un gran número de agentes fotosensibles. El más común de estos agentes utilizados en materiales dentales, es la Camforquinona (CQ), aunque últimamente algunos fabricantes de materiales dentales a base de resina, han utilizado otro tipo de fotoiniciador como: 1-fenil-1,2-propandiona (PPD), TPO o Irgacure, porque tienen un rango menor en su fotoactivación (400-450 nm), de generalmente 410 nm.

Este interés de los fabricantes en buscar otro tipo de fotoiniciador para sustituir a la Camforquinona, se da principalmente en los productos que requieren mucha estética y es debido a que la Camforquinona puede dejar un tono amarillo en el material, aún después de haber reaccionado completamente.

Existen ciertos factores que son críticos para poder obtener una adecuada profundidad de curado en los materiales a base de resina, siendo de especial consideración. La concentración del iniciador, la capacidad de absorción de luz para su excitación a cierta longitud de onda, la intensidad de la luz a la longitud de onda de absorción del iniciador.

Además de considerar también, la presencia de una absorción competitiva de luz y de una aceptable dispersión de la luz en la composición de la matriz, que minimice la pérdida de luz y que permita su completa transmisión, aún a pesar de la presencia de pigmentos, colorantes, materiales de relleno y los productos derivados (bioproductos) propios de la reacción del iniciador.

Las características que pueden favorecer en el curado completo de una resina compuesta fotopolimerizable, son:

Un iniciador con mínima, pero suficiente absorción de luz proveniente de la fuente de luz en una apropiada longitud de onda.

Alta intensidad en la luz.

Mínima concentración del iniciador.

Mínima absorción competitiva de luz o baja dispersión de esta por la presencia de los rellenos, pigmentos o productos derivados.

Un iniciador que “blanquea” a la exposición de la luz.

### **2.3 MARCO CONCEPTUAL**

Adhesivos: ES un mecanismo que mantiene unido dos sustratos (iguales o diferentes) sin que se separen

Polimerización: Referencia al mecanismo de pasar de monómero a polímero proceso que se conoce como polimerización

Resinas: son restauraciones estéticas de los dientes, se las usa como alternativa estética en lugar de amalgamas

Restauraciones: se emplean en el tratamiento de los dientes cariados, desgastados, o fracturados para reconstruir su estructura normal

### **2.4 MARCO LEGAL**

De acuerdo con lo establecido en el Art.- 37.2 del Reglamento Codificado del Régimen Académico del Sistema Nacional de Educación Superior, “...para la obtención del grado académico de Licenciado o del Título Profesional universitario o politécnico, el estudiante debe realizar y defender un proyecto de investigación conducente a solucionar un problema o una situación práctica, con características de viabilidad, rentabilidad y originalidad en los aspectos de acciones, condiciones de aplicación, recursos, tiempos y resultados esperados”.

Los **Trabajos de Titulación deben ser de carácter individual**. La evaluación será en función del desempeño del estudiante en las tutorías y en la sustentación del trabajo.

Este trabajo constituye el ejercicio académico integrador en el cual el estudiante demuestra los resultados de aprendizaje logrados durante la carrera, mediante la aplicación de todo lo interiorizado en sus años de estudio, para la solución del problema o la situación problemática a la que se alude.

Esos resultados de aprendizaje deben reflejar tanto el dominio de fuentes teóricas como la posibilidad de identificar y resolver problemas de investigación pertinentes. Además, los estudiantes deben mostrar:

Dominio de fuentes teóricas de obligada referencia en el campo profesional;

Capacidad de aplicación de tales referentes teóricos en la solución de problemas pertinentes;

Posibilidad de identificar este tipo de problemas en la realidad;

Habilidad

Preparación para la identificación y valoración de fuentes de información tanto teóricas como empíricas;

Habilidad para la obtención de información significativa sobre el problema;

Capacidad de análisis y síntesis en la interpretación de los datos obtenidos;

Creatividad, originalidad y posibilidad de relacionar elementos teóricos y datos empíricos en función de soluciones posibles para las problemáticas abordadas.

El documento escrito, por otro lado, debe evidenciar:

Capacidad de pensamiento crítico plasmado en el análisis de conceptos y tendencias pertinentes en relación con el tema estudiado en el marco teórico de su Trabajo de Titulación, y uso adecuado de fuentes bibliográficas de obligada referencia en función de su tema;

Dominio del diseño metodológico y empleo de métodos y técnicas de investigación, de manera tal que demuestre de forma escrita lo acertado de su diseño metodológico para el tema estudiado;

Presentación del proceso síntesis que aplicó en el análisis de sus resultados, de manera tal que rebase la descripción de dichos resultados y establezca relaciones posibles, inferencias que de ellos se deriven, reflexiones y valoraciones que le han conducido a las conclusiones que presenta.

Los elementos apuntados evidencian la importancia de este momento en la vida académica estudiantil, que debe ser acogido por estudiantes, tutores y el claustro en general, como el momento cumbre que lleve a todos a la culminación del proceso educativo pedagógico que han vivido junto

## 2.5 ELABORACION DE HIPOTESIS

La fuerza de contracción de las resinas esta levemente relacionados con las microfracturas de las restauraciones.

## 2.6 IDENTIFICACIÓN DE LAS VARIABLES

### Variable independiente

La fuerza de contracción de las resinas.

### Variable dependiente

Microfracturas de las restauraciones.

## 2.7 OPERACIONALIZACION DE LAS VARIABLES

<b>VARIABLES</b>	<b>Definición conceptual</b>	<b>Definición operacional</b>	<b>Indicador</b>	<b>Ítems</b>
La fuerza de contracción de las resinas compuestas.	El mecanismo de contracción de las resinas compuestas es de naturaleza molecular donde los monómeros se unen formando cadenas poliméricas después de ser activados durante la polimerización.	Realizar un estudio bucal al paciente para verificar si presenta problemas con las restauraciones.	Determinar cuáles serán las piezas a tratar, considerando la patología que presenta.	¿Mediante la sintomatología de la pieza dentaria determinar el tratamiento?
Microfracturas de las restauraciones.	A las líneas blancas que se presentan al no controlar la contracción en las restauraciones se las denominan microfracturas.	Se presentan entre las restauraciones y las paredes de la cavidad ya sean continuas o discontinuas.	Sensibilidad postoperatoria, tendencias a caries recurrente y márgenes oscuros.	Confirmar si el tratamiento realizado obtuvo el mejor resultado para el paciente.

## **CAPITULO III**

### **METODOLOGÍA**

#### **3.1 LUGAR DE LA INVESTIGACION**

Universidad de Guayaquil “Facultad Piloto de Odontología”.

#### **3.2 PERIODO DE LA INVESTIGACIÓN.**

Esta investigación corresponde al año lectivo 2012 – 2013

#### **3.3 RECURSOS EMPLEADOS.**

##### **3.3.1 TALENTO HUMANO**

**Investigador:** Nadia Madelaine Daza García

**Tutor:** Dr. Patricio Proaño

##### **3.3.2 RECURSOS MATERIALES.**

Aulas, clínicas, equipos dentales, materiales dentales e instrumentos dentales

##### **3.3.3 RECURSOS TECNOLOGICOS.**

Libros, Internet, Computadora, Revistas científicas, Materiales didácticas.

#### **3.4 UNIVERSO Y MUESTRA.**

El presente trabajo de investigación se ha realizado con bases bibliográficas obtenidas de la biblioteca de la facultad de Odontología y de otras fuentes

#### **3.5 TIPO DE INVESTIGACIÓN.**

**Bibliográfica.:** Porque esta nos permite, entre otras cosas, apoyar la investigación mediante la toma de información científica esencial con base en los libros.

**Descriptiva.:** Nos permite llegar a conocer las situaciones, costumbres y actitudes predominantes a través de la descripción exacta de las técnicas de tratamientos que se pueden aplicar.

**Cualitativa.:** Mediante este tipo de investigación buscamos explicar las razones de los diferentes aspectos que se pueden presentar en esta investigación.

### **3.6 DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.**

No existe por cuanto es bibliográfica.



## 4 CONCLUSIONES

A través de la revisión bibliográfica con su consecuente análisis reflexivo y sistematizando los elementos encontrados se llegó a las siguientes conclusiones:

Una de las principales limitaciones de la resina compuesta es la contracción de polimerización, que es inherente al material y por lo tanto inevitable. A consecuencia de esta contracción se presenta varios factores desfavorables; formación de brechas marginales, microfiltración, sensibilidad post operatoria, microfracturas.

El factor de configuración de la preparación cavitaria no es constante más al contrario varía según se va realizando los incrementos del material durante la restauración. El conocimiento acerca de la densidad potencia, densidad de energía de los diferentes aparatos foto-activadores y técnicas de fotoactivación son imprescindibles para reducir las consecuencias indeseables que se presentan después de ser realizada una restauración.

## 5. RECOMENDACIONES

Minimizar la contracción de polimerización teniendo en conocimiento que es evidente que la misma es algo inevitable. Pero que sí, se puede reducir se proponen algunas recomendaciones:

Realizar una preparación cavitaria debe considerarse los factores que tienen relación con la forma de la preparación dentaria, este diseño cavitario será determinante en la posibilidad del material restaurador de contraerse libremente o no.

Utilizar una técnica de fotoactivación lenta al principio (rampa, pulso retardado) Realizar una variación entre distancia luz material, permitiendo de esta manera que la resina compuesta en la fase pre gel pueda fluir, moverse, evitando de esta forma reducir la contracción de polimerización. Verificar la densidad de potencia del aparato foto-activador y utilizar una densidad de energía de 14J (LED) y 16J (Halógena).

## BIBLIOGRAFIA

1. ABREU R. Adhesión en Odontología Contemporánea (2002).
2. AGUILERA A; GUACHALLA J; URBINA G; SIERRA M; VALENZUELA V. Sistemas Adhesivos de autograbado. Revista Dental de Chile. 2001; 92 (2): 23- 28
3. ALSTER D. (1996) Dental resin joints. Stress and shenfi. PhD ThesLs. Unii. Amsterdam.
4. ASMUSSEN E. (1998) Direction of shrinkage of light-curing resin composites. J Dent Res 77Abshn" 212.
5. BAÑOS JL Y VEGA JM. (1996) Resinas compuestas en odontologia. En "Materiales en Odontdogia' deJM Vega. Ed.: AvancesMédico-Dentales p:295.
6. BAUSCH; de LANGE; DAVIDSON et al; Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. J. prosth. Dent. 1982.
7. BMISCHLICHER MR1 VARGAS MA Y BOYER DB. (1997) Effect of composite typel light intensityl configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction farcec. Am J Dent 10:88-96.
8. BOUSCHLICHER MR, RUIGGERBERG FA, BOYER DB. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. J Esthet Dent. (2000); 12: 23-32.
9. BOUSCHLICHER MR, RUIGGERBERG FA. Effect of ramped intensity on polymerization force and conversion in a phoactivated composite. J Esthet Dent. (2000); 12(6): 328-39.
10. BOWEN RL, MARJENHOFF WA. Dental composites/glass ionomers: The materials. Adv Dent Res. 1965; 6:44-49
11. BOWEN, R.L., MENIS, D.L., SETZ, L.E. AND JENNINGS, K.A.: Theory of polymer composites. In: Vanherle, G. and Smith, D. C.: International Symposium on Posterior Composite resin dental restorative materials. p. 95-106. 3M Co. St. Paul Minnesota, USA. 1985.

12. BRAGA RR, BALLESTER RY, FERRACANE JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dent Mater.* (2005); 21: 962-70.
13. BUONOCORE M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J.Dent.Res.* 1955; 34(6): 849-53.
14. CACHUTÉ T; FAVÁ M. Bond strength of adhesive systems to human tooth enamel. *Brazilian Oral Research.* 2007;21(1):4-9
15. CARVALHO et; 1996; BOUSCHLICHER et al ;1997
16. CASTAÑEDA ESPINOSA J.C; UMSS Post Grado Facultad de Odontología apuntes modulo nº6; 2009.
17. CHAIN MC, BARATIERI LN. Restauraciones Estéticas con Resinas Compuestas en Dientes Posteriores. Sao Paulo: Artes Médicas LTDA, 2001.
18. CHEUNG G.S.P. An in vitro evaluation of live dentinal adhesives in posterior restorations. *Quintessence Int.* 1990; 21(6): 513-6.
19. CHIKAWA H, INAI N, CHO E, KISHIKAWA R, OTSUKI M, FOXTON RM, TAGAMI J. Effect of incremental filling technique on adhesion of light-cured resin composite to cavity floor. *Dent Mater.* (2006); 25: 503-8.
20. CHRISTENSEN G. Self Etching Systems are Here. *Journal of American Dental Association.* 2001 July; 132:1041-1043
21. CHUNG KH. (1990) The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res* 69(3):852-856.
22. CICARDO V. H., Muracciole J.C.. La permeabilidad centrípeta de los tejidos dentarios con el isótopo radiactivo I31. *Rev.Asoc.Odontol.Argent.* 1955; 43(2):44-5.
23. CONDON JR Y FERRACANE JL. (1998) Polymerization contraction stress of commercial composites. *J Dent Res* 77 (Spec Iss B) Abstr #59.
24. CRAIG, R.G.: Restorative Dental Materials. Chapter 10, p. 244-280. 10th. Edition. Mosby, Co. St. Louis, 1997

25. DAVIDSON & GEE; 1984, CARVALHO et al; 1966 Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J Dent Res.
26. DAVIDSON CL Y FEIHER AJ. (1997) Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymrhhaced restoratives. J Dent 25(6):435-440 (1997)
27. DAVIDSON CL, DE GEE AJ.: Light curing units, polymerization and clinical implications. J Adhes Dent. (2000); 2: 167-73.
28. DAVIDSON De GEE, 1984; Suh; 1999; Suh et; 1999; SAKAGUCHI; 1999. Biodonto revista odontológica.
29. DE GEE AJ, DAVIDSON CL Y SMITH A. (1981) A modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shnnkage of composite retoraüve materials. J Dent 9: 36-42.
30. DEL NERA M0 Y DE LA MAMRRA JC. The seahg and dentin hond strength of adhesive systems. Op Dent Aceptado para publicación 31/3/98.
31. ERNST CP, BRAND N, FROMMATOR U, RIPPIN G, WILLERSHAUSEN B. Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal microleakage using soft-start polymerization. J Esthet Restor Dent. (2003); 15: 93-103.
32. FEILRER AJ, DE GEE AJ Y DAVIDSAN CL. (1988) Cunng contraction of composites and glassionomer cements. J Pros Dent 59(3):297-300.
33. FEILZER A J, DOOREN LH, GEE CL, DAVIDSON CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. Eur J Oral Sci. (1995); 103: 322-6.
34. FEILZER AL, DE GEE AJ Y DAVIDSONCL. (1990) Quantitative determination of stressreduction by flow ui compositerestorations. Dent Mater 6167-171.
35. FEILZER AL1 DE GEE AL Y DA~RIDSONC L. (1990) Relaxatimi of polymerization contraction shear stress by liygroscopic expansion. J Dent Res 69(1):36-39.

36. FENG L, SUH BI. A mechanism on why slower polymerization of a dental composite produces lower contraction stress. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* (2006); 78: 63-9.
37. FERRACANE JL, MITCHEM JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities. *Am J Dent.* (2003); 16: 239-43.
38. FRIELD KH, SCHMALZ G, HILLER KA, MARKL A. Marginal adaptation of class V restorations with and without "soft-polymerization". *Oper Dent.* (2000); 25: 26-32.
39. GIACHETTI L, SCAMINACI RUSSO D, BAMBI C, GRANDINI R. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract.* (2006); 7: 79-88.
40. GOMES W.; YAGUE R.; RUGGIERO R; Problemas comunes en la polimerización de las resinas compuestas 2003.
41. GWINNETT A.J. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Archs.oral Biol.* 1971; 16:731-8.
42. HAN L., OKAMOTO A., IWAKU M. The effects of various clinical factors on marginal enamel micro-cracks produced around composite restoration. *Dent.Mat.* 1990; 11(1): 26-37.
43. HANSEN EK. (1982) Visible light-cured composite resin?: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. *Scand 1 Dent Res* 90:329-335.
44. IWAMI Y., YAMAMOTO H., EBISU S A new electrical for detecting marginal leakage of in vitro resin restorations. *J.Dent.* 2000; 28(4): 241-7.
45. KATONA TR Y WINKLER MM. (1994) Stress analysis of a bulk-filled class V light-cured composite restoration. *J Dent Res* 73(8):1170-1477.
46. KIIIMOTO Y Y TOII M. (1998) Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations *J Dent* 26(2):165-171.

47. KUGEL G; FERRARI M. The Science Of Bonding: From First To Sixth Generation. Journal of The American Dental Association. June 2000. Vol 131:20-25
48. LABELLA R, DAVY KWM, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B Y VANHERLE G. (1998) Monomethacrylateca-monomers for dental resins. EurJ Oral Sci 106: 816-824.
49. LAMBRECHTS; BARRANCOS M. Operatoria dental tercera edición 1999.
50. LANATA E.J O y Colaboradores; Operatoria dental Estética y adhesión; 2003.
51. LAXE L; BRUM S; OLIVEIRA R; GOYATA F. Sistemas Adesivos Autocondicionantes. International Journal Of Dentistry, Recife, Jan/Mar 2007;6(1): 25- 29
52. LEONARD DL, CHARLTON DG, ROBERTS HR, HILTON TJ, ZIONIC A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and a microfill composite. Oper Dent. (2001); 26: 176-180.
53. LIM BS, FERRACANE JL, SACAGUSHI RL, CONDON JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two step light - activation. Dent Mater. (2002); 18(6): 436-44.
54. LINDEN LA, JAKUBIAK J. Contraction (shrinkage) in polymerization. Part II. Dental resin composites. Polimery. (2001); 46(9): 590-5.
55. LUO Y, LO EC, WEI SH, TAY FR. Comparison of pulse activation vs. conventional light-curing on marginal adaptation of a compomer conditioned using a total-etch or self-etch technique. Dent Mater. (2002); 18: 36-48.
56. MACCHI R.L; Materiales dentales 4º Edición; 2007.
57. MACCHI RL. Materiales Dentales. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 2000.
58. MACORRA JC Y MIGUEL A. (1998) Influence of the adhered and free surface and the temperature on the prediction of the polymerization contraction stress of a composite resin. JDent Res 77 Abstr no 1459.

59. MAZUR RF, SAAD JRC, VIEIRA S, SOUZA EM, LIU J. Microinfiltração marginal e cavidades classe V, com resina composta submetida a diferentes intensidades de luz. Revisão de literatura. J Bras Clin Odont Int. (2001); 5: 307-10.
60. MIGUEL A, SARALEGUI A, DE LA MACORRA JC. (1997) Estudio de la porosidad interna en los cementos de resina compuesta. Av Odontol 113:315-321(1997).
61. MIGUEZ P; CASTRO P; NUNES M; WALTER R; PEREIRA P. Effect of Acid etching on the enamel bond of two self etching systems. Journal of adhesive dentistry 2003;5:107-112 Contracción bibliografía
62. NALCACI A, SALBAS M, ULUSOY N. The effects of soft-start vs continuous-light polymerization on microleakage in Class II resin composite restorations. J Adhes Dent. (2005); 7: 309-14.
63. NEO BJ, SOH MS, TEO JW, YAP AU. Effectiveness of composite cure associated with different light-curing regimes. Oper Dent. (2005); 30:671-5.
64. NEO BJ, SOH MS, TEO JW, YAP AU. Effectiveness of composite cure associated with different light-curing regimes. Oper Dent. (2005); 30: 671-5.
65. NOCCHI E, Odontología restauradora salud y estética 2ª edición 2000.
66. OBICI AC, SINHORETI MA, GOES MF, CONSANI S, SOBRINO LC. Effect of the photo - activation on polymerization shrinkage of restorative composites. Oper Dent. (2002); 27: 192-8.
67. O'BRIEN WJ. Dental Materials and Their Selection. Chicago: Quintessence Books, 2002.
68. OTAMENDI C. Efecto de los compuestos eugenólicos en los materiales utilizados en endodoncia sobre la unión de los sistemas adhesivos (2003).
69. OXMAN, J. AND WIGGINS, K.: Light Technology. Lecture Miniresidency in Biomaterials and Operative Dentistry. The University



- of Minnesota School of Dentistry. 3M. Co., St. Paul, MN, July 18, 2002.
70. PADRÓS E; PADRÓS J; MANERO J. Los Fastidiosos Enigmas de la Adhesión Dentinaria. Nuevas Reflexiones. Ideas y Trabajos Odontoestomatológicos. 2000; 1(1):8-37
  71. PERDIGAO J. Ahesivos dentales: Ultimos avances.
  72. PERDIGÃO J; GOMES G; GONDO R; FUNDINGSLAND J. In vitro bonding performance of all in one adhesives. Part I. Microtensile Bond Strengths. Journal of adhesive dentistry 2006;8:367-373
  73. PEUTZFELDT A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105:97-116.
  74. RAWLS, RALPH: Dental Polymers. In: Anusavice, K.J.: Phillips' Science of Dental Materials. Chapter 7. p 143-169. 11th. Edition. W.B. Saunders, Co. St. Louis, 2003.
  75. RODRIGUEZ G, PEREIRA S. Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta Odontológica Venezolana 2008;46:19.
  76. ROQUE A; BAHAMONDES V; MONCADA G. Influencia de la orientación de los prismas del esmalte en la resistencia al cizallamiento de dos sistemas adhesivos. Revista Dental de Chile 2007; 99(3):3-7.
  77. ROTH F. Los Composites. Madrid: Masson, 1994.
  78. ROTTA M; BRESCIANI P; MOURA S; MIRANDA R; HILGERT L; BARATIERI L; LOGUERCIO A; Reis A. Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self etching systems to enamel. Journal of adhesive dentistry 2007;9:537-546
  79. RUEGGENBERG, FREDERICK: Depth of cure parameters in light-cure composites. Master;s Thesis. The University of Michigan School of Dentistry. Ann Arbor, Michigan, 1987.
  80. RUYTER, I.E.: Polymerization and conversion in composite resins. In: Leinfelder, K.F. and Taylor, D.F.: Posterior composites. Proceedings

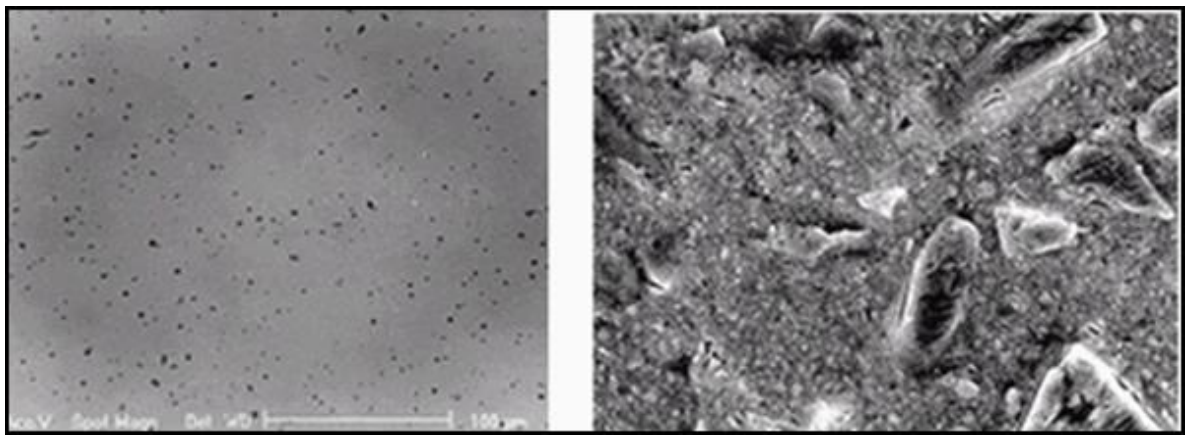
- of the international symposium on posterior composite resins. p.255-286, Chapel Hill, NC, 1982.
81. SAAVEDRA P. Comparación in vitro del grado de Resistencia adhesiva de los sistemas de adhesión single bond y Adper Single Bond 2. Tesis para optar al grado de cirujano dentista. Universidad de Chile 2006.
  82. SAKAGUCHI RL, PETERS MCRB, NELSON SR, DOUGLAI WH Y POORT HW. (1992) Effects of polymerization contraction in composite restorations. J Dent 20:178-182.
  83. SANTOS MJMC, SOUZA JR MHS, MONDELLI RFL. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. J Bras Dent Estet. (2002); 1: 14-21.
  84. SCHWARTZ, R; SUMMITT, J; ROBBINS, J. Fundamentos en Odontología Operatoria un logro contemporáneo. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica. Primera edición 1999.
  85. SOARES C; GUIMARÃES C; FREITAS P; SOARES A. Effects of previous treatments on bond strength of two self-etching adhesive systems to dental substrate. Journal of adhesive dentistry 2007;9:291-296
  86. TRENGROVE HG, CARTER GM Y HOOD JAA. (1995) Stress relaxation properties of human dentin. Dent Mater 11: 305-310.
  87. UNTERBRINK GL Y MUESCNER R. (1994) Influence of light intensity on two restorative systems. J Dent 23:183-189.
  88. VAN LANDUYT K L; KANUMILLI; DE MUNCK J; PEUMANS M; LAMBRECHTS P; VAN MEERBEEK B. Bond strength of a mild self etch adhesive with and without prior acid etching. Journal of Dentistry 2006 34, 77-85
  89. VERSLUIS A, TANTBIROJN D Y DOUGLAS WH. (1998). Do dental composites always shrink towards the light?. J Dent Res 77(6):1435-1445.

90. WATTS DC, MAROUF AS, AL-HINDI AM. Photopolymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development. *Dent Mater.* (2003); 19:1-11.
91. WATTS, D.C.: Characteristics of visible light-activated composite systems. *Br. Dent. J.* 156: 6-10, 1984
92. WILLEMS G1 LAMBRECHTS P1 BRAEMML CELIS JP Y VANHERLE G. (1992) A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 8:310-319.
93. YAP AUJ, SOH MS, SLOW KS. Post-Gel shrinkage with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent.* (2002); 27: 81-7.
94. YAP AUJ, WONG NY, SLOW KS. Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. *Oper Dent.* (2002); 28: 357-

## **ANEXOS**

## GRAFICO 1

### RESINA COMPUESTA



**Figura A**

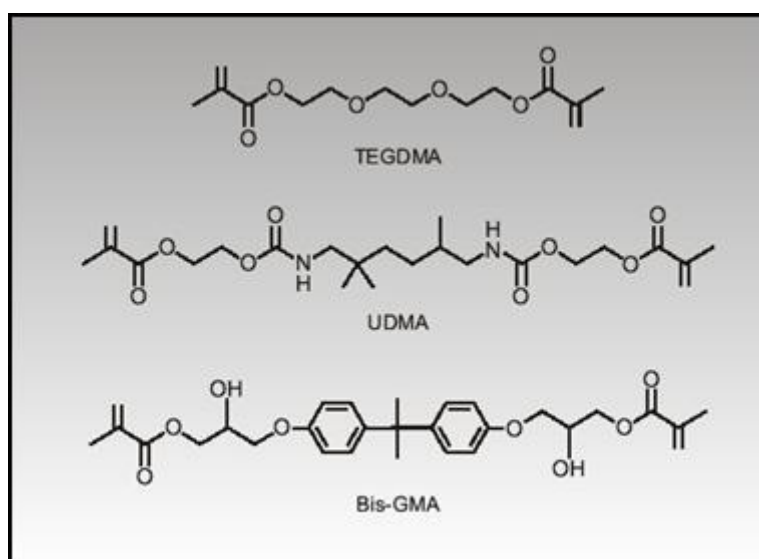
**Figura B**

Diferencia microscópica entre una matriz resinosa a base de Bis GMA sin fase o contenido inorgánico **(A)** y la matriz resinosa pero con contenido Inorgánica unidas por un agente de acople tipo Silano **(B)**. Esta es la estructura actual de todo tipo de resina compuesta.

Fuente: <http://www.monografias.com/trabajos81/resinas-compuestas/resinas-compuestas2.shtml>.

## GRAFICO 2

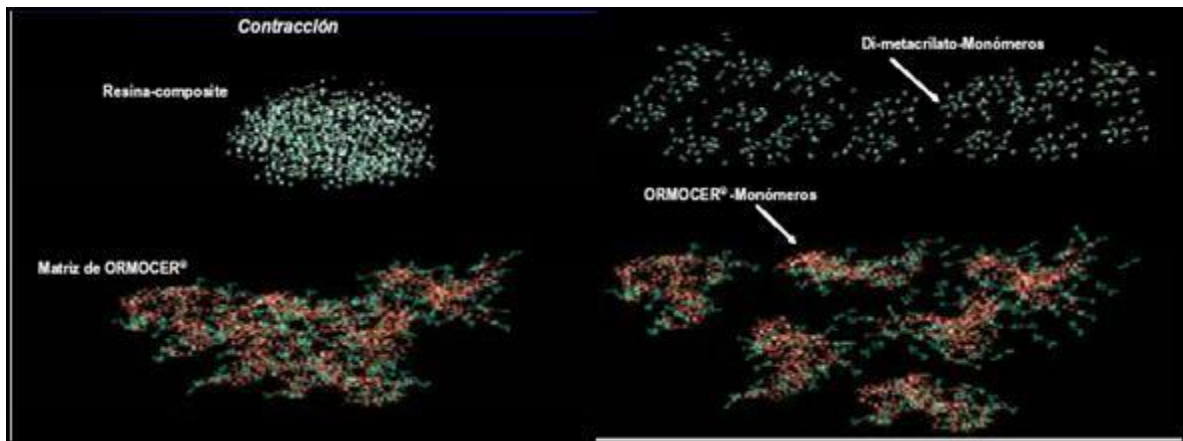
### MATRIZ DE RESINA.



Fuente: <http://www.monografias.com/trabajos81/resinas-compuestas/resinas-compuestas2.shtml>.

### GRAFICO 3

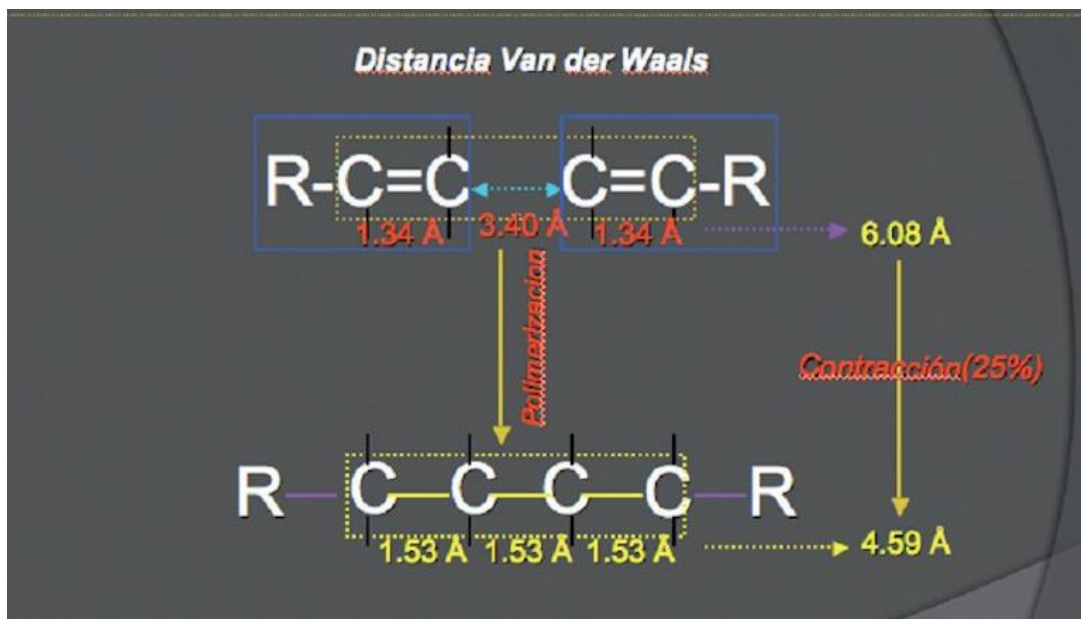
### MONÓMEROS DE RESINA Y DE ORMOCER



Fuente: <http://www.monografias.com/trabajos81/resinas-compuestas/resinas-compuestas2.shtml>.

## GRAFICO 4

### CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN



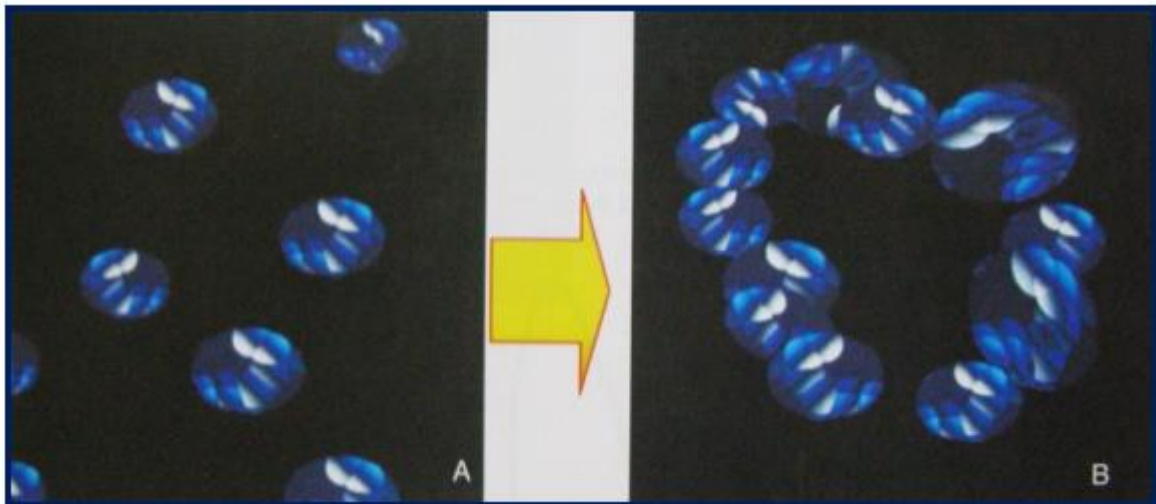
Demostración del cambio volumétrico producido por la polimerización.

Fuente: <http://www.dentsply.es/Noticias/clinica4702.htm>



## GRAFICO 5

### CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN



Representación de monómeros en una resina compuesta antes de ser polimerizadas y después de su polimerización, conocida como contracción de polimerización.

Fuente: Contracción - polimerización/contraccion-polimerizacion.pdf

BATISTA E (2003)

## GRAFICO 6

### PROCESO DE POLIMERIZACIÓN



Fases que ocurren durante la reacción de la polimerización.

Fuente: Contracción - polimerización/contraccion-polimerizacion.pdf

BATISTA FRANCO E.