UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ENCOGIMIENTO POR FOTOPOLIMERIZACIÓN EN ADHESIVOS PARA RESINAS COMPUESTAS.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

NALLELY ELIZABETH CONTRERAS RÍOS

TUTORA: C.D. DIANA LÓPEZ VARGAS

ASESOR: DR. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO

MÉXICO D. F**.** **2008**

Universidad Nacional Autónoma de México
UNAM
Biblioteca Central
Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradezco el apoyo por parte del proyecto
DGAPA-PAPIIT-IN114608 para realizar éste trabajo.

Agradecimientos

A Dios:
Por darme a la mejor familia y permitirme llegar hasta aquí.

A mis padres Irma y Agustín:
Por su todo su apoyo incondicional, dedicación, confianza, por estar a mi lado en todo momento y sobre todo por todo su infitito amor; y por que sin duda este logro también es de ustedes. Los amo.

A mi hermana Joyce:
Por nunca, ni en los peores momentos me has dejado sola, por compartirlo todo conmigo, pero sobre todo por creer en mí, también te amo.

A Ulises:
Por compartir muchos momentos de alegría, por todo tu apoyo cuando más lo he necesitado, tu amor y cariño, gracias. Te quiero muchísimo.

A mis amigos:
A todos y cada uno de ellos por su amistad y su compañía, por los momentos juntos.

A la Dra. Diana López Vargas:
Por todo el apoyo que me brindó al realizar este trabajo, por su dedicación y su esfuerzo.

Al Dr. Carlos Álvarez Gayosso:
Gracias por su tiempo, por brindarme su ayuda y sus conocimientos.

A la Universidad Nacional Autónoma de México:
Mi universidad, por formarme como profesionista y darme una educación de calidad; a cada uno de los profesores que estuvieron involucrados en mi aprendizaje mil gracias.

Índice

1. Introducción 1

2. Antecedentes 4
   2.1 Definición 4
   2.2 Principios básicos de la adhesión 5
      2.2.1 Tensión y energía superficial 5
      2.2.2 Ángulo de contacto 6
      2.2.3 Humectación 6
      2.2.4 Capilaridad 7
   2.3 Adhesión a la estructura dental 7
      2.3.1 Mecanismo de adhesión 7
      2.3.2 Sustrato adherente 8
   2.4 Adhesivos dentales 11
      2.4.1 composición química 12
      2.4.2 clasificación de los sistemas adhesivos 13
   2.5 Polimerización 18
      2.5.1 Definición 18
      2.5.2 Conceptos básicos de polimerización 18
      2.5.3 Etapas de la polimerización 18
      2.5.4 Fases del proceso de polimerización 19
   2.6 Contracción por polimerización 20

3. Planteamiento del problema 22

4. Justificación 22

5. Hipótesis 23

6. 0bjetivos 23

7. Materiales y Métodos 24
7.1 Equipo para medir la contracción 24
7.2 Preparación de muestras 25
7.3 Medición de la contracción 28

8. Resultados 30

9. Discusión 34

10. Conclusión 35

11. Referencias 36

1. Introducción

Para la restauración de las lesiones en el tejido mineralizado de los dientes se requiere la utilización de una técnica que permita colocar un material que asegure el contacto de ambas estructuras, diente-restauración, y que además mantenga esta unión durante su uso. Aunque también es necesario que este material garantice la integración y continuidad entre la estructura del material restaurador y la estructura del diente con el fin de evitar el fracaso de la restauración, y a la vez permitir que funcione en conjunto y lo más cercano a un diente sano.

Uno de los grandes progresos en la odontología fue, sin duda, la utilización de adhesivos mediante los cuales se encontró el medio de unión entre la estructura dentaria y la restauración. Actualmente el proceso de adhesión se encuentra en un conjunto importante de tratamientos odontológicos.

Las preparaciones cavitarias previas a la utilización de los adhesivos debían tener características especiales, paredes paralelas con pisos planos formando angulaciones de 90° y profundidad adecuada obteniendo retención, para ser restauradas con materiales que endurecían dentro de la cavidad, esto creaba la necesidad de producir retenciones. O bien cuando excedían los requisitos de estas preparaciones, pasaban a ser resueltas con restauraciones elaboradas en el laboratorio; estas preparaciones otorgaban anclaje y estabilidad. La adhesión cambió radicalmente estos criterios, permitiendo el tallado de preparaciones menores limitadas al tejido dental destruido.

Debido a la introducción y evolución de los adhesivos se crea un nuevo concepto dentro de la odontología restauradora y como consecuencia el desarrollo de la odontología estética.

El primer paso hacia la odontología adhesiva es dado por Buonocuore quien en 1955, desarrolla la técnica de grabado ácido como lo comenta Guzmán. [1]

En 1962, Bowen desarrolla una molécula polimérica llamada *bisfenol-glicidil-metacrilato* (Bis-GMA), primer agente de unión al esmalte capaz de adherirse al diente grabado con ácido y además que tiene poco cambio dimensional, como lo menciona Barceló. [2]

En el texto de Anusavice[3] se comenta que Fusayama, en 1979, emplea el grabado tanto en esmalte como en dentina (grabado total) con ácido ortofosfórico al 37%, lo cual aumenta la fuerza de adhesión sin cuasar daño pulpar, y así se disminuía la necesidad de realizar cavidades retentivas logrando una odontología conservadora.

Se descubrió que las resinas hidrofílicas se mezclaban con las fibras de colágeno de la dentina desmineralizada creando una capa de infiltración llamada capa hibrida. Esta capa mejoraba la fuerza de unión entre el diente y el material restaurador. [4]

En 1987, La Asociación Dental Americana (ADA) reconoce el primer adhesivo (Scotchbond-2).

En la odontología restauradora moderna, se rehabilita funcionalmente la cavidad bucal así como también es importante integrar principios estéticos para conseguir una armonía entre la pieza dental restaurada y el material restaurador.

Considerando que en la actualidad las resinas son uno de los materiales constantemente utilizados en la práctica odontológica, es fundamental que la restauración no solo posea propiedades estéticas si no que sea la más adecuada para la estructura dentaria, confiable y

duradera. Así se garantiza la permanencia de la restauración en la cavidad bucal, manteniendo condiciones optimas de sellado marginal, evitando la microfiltración e impidiendo recurrencia de caries y evidentemente sin sensibilidad postoperatoria. Por esta razón y para obtener resultados satisfactorios en la practica clínica se requieren sistemas de adhesión con excelentes propiedades físicas: capacidad de sellado, fuerza de adhesión y baja contracción de polimerización.

2. Antecedentes

2.1 Definición

ADHESIÓN, proviene del latín *adhesio* o *adhesionis*, que significa unirse una superficie a otra. [1]

La adhesión es la unión íntima por atracción molecular que se produce entre dos superficies de diferente naturaleza química fomentada por fuerzas interfaciales. [1-3]

Las cuales son de dos tipos:

- Químicas
    - De tipo primario (enlaces iónico, covalente y metálico) y
    - Secundario (fuerzas de Van der Waals y puentes de hidrógeno)

- Mecánicas
    - Traba mecánica

Un ADHESIVO es una sustancia capaz de mantener unidos dos materiales por unión superficial. [1, 3]

2.2 Principios básicos de la adhesión

2.2.1 Tensión y energía superficial

Los átomos y/o las moléculas se unen entre sí para formar estructuras sólidas y liquidas. Los átomos o moléculas ubicados en el interior de la estructura se atraen entre si de la misma manera, la energía es mínima y se encuentra equilibrada; mientras que los que se encuentran en la superficie no se ven atraídos de la misma manera en todas las direcciones, esto hace que en la superficie, la energía sea mayor y se le llama energía o tensión superficial. Por lo tanto, al aumento en la energía por unidad de área de la superficie se denomina energía o tensión superficial. [3, 4]

Cuando se hace referencia a una estructura sólida el término utilizado es *energía superficial o de superficie*, sin embargo en los líquidos se denomina *tensión superficial*. [2]

La tensión superficial es la fuerza con la que las moléculas de la superficie de un líquido se ven atraídas hacia el centro de éste, los líquidos con alta tensión superficial no se ven atraídos por otros materiales con los que entran en contacto. Figura 1

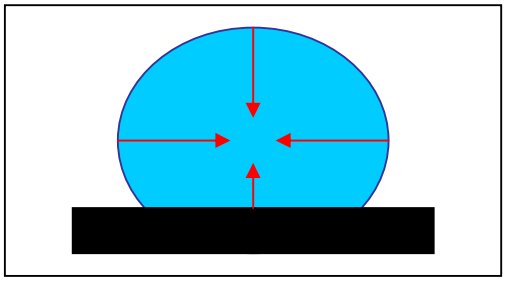

Figura 1. Tensión superficial.

Sin embargo, para que se produzca adhesión, las interfases de las superficies deben atraerse entre sí, es decir, la superficie adherente debe

poseer alta energía superficial y el líquido, baja tensión superficial, así se producirá fácilmente la adhesión.

2.2.2 Ángulo de contacto

Se refiere al ángulo que forma al entrar en contacto la superficie de un sólido con un líquido.[3, 4] El valor del ángulo de contacto depende principalmente de la relación que existe entre las fuerzas adhesivas del líquido y el sólido, y las fuerzas cohesivas del líquido.

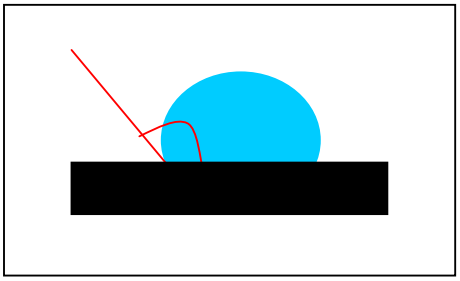

Figura 2. Ángulo de contacto entre el sólido y el líquido

El ángulo de contacto se mide por medio de una línea tangente entre el contacto de la superficie y la periferia de la gota del fluido.[1, 3, 4] Como se observa en la Figura 2.

2.2.3 Humectación

Si las moléculas del adhesivo son atraídas por las del adherente tanto o más de lo que se atraen entre sí, el adhesivo líquido se extenderá completamente sobre la superficie del sólido.[3] La baja tensión superficial del fluido permite que se esparza fácilmente sobre la superficie del otro cuerpo, mojándolo (capacidad de humectación) y adosándose a éste con un ángulo de contacto cercano a cero. [1, 2] Figura 3.

Cuando mayor es la tendencia a humidificar la superficie, menor es el ángulo de contacto.

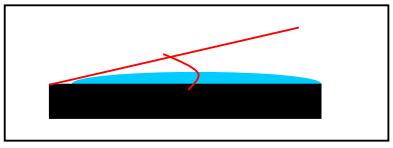

Figura 3. Humectación del líquido.

La mayor humectación de los líquidos de baja tensión superficial tiene gran importancia en numerosas aplicaciones odontológicas, tal es el caso de los adhesivos dentinarios, las resinas compuestas fluidas y los selladores de fosetas y fisuras. Es importante tener presente esta característica al elegir el material que utilizaremos en la práctica clínica, pues al utilizar un liquido muy viscoso no tendrá la capacidad de humectación necesaria y cubrirá deficientemente la superficie dental dejando espacios vacíos y aire, lo cual ocasionará su desprendimiento.[1, 5]

2.2.4 Capilaridad

Penetración de los líquidos en espacios o hendiduras muy pequeñas, está relacionado con el grado de fluidez y tensión superficial. [4, 5]

2.3 Adhesión a la estructura dental

2.3.1 Mecanismo de adhesión

Los factores que pueden desempeñar un papel importante en la adhesión de restauraciones a las estructuras dentales son:

- Humectación

Un adhesivo puede producir traba micromecánica, adhesión química o interpenetración sólo si entra en contacto de manera intima con la estructura dental, es decir, si humecta o moja toda la superficie y llena las irregularidades microscópicas. [3]

- Interpenetración (zona híbrida)

La difusión del monómero hidrofílico del adhesivo en la trama de colágeno expuesta de la dentina desmineralizada se denomina *zona o capa hibrida*.[6, 7]

- Traba micromecánica

La traba mecánica es la unión de una sustancia a otra por medio de retenciones. En odontología se ha utilizado este mecanismo llamándolo *unión micromecánica*, creando irregularidades, las cuales servirán de retención. Se puede observar claramente al emplear la técnica de grabado ácido en la cual se producen irregularidades diminutas en la superficie dental, en las cuales el adhesivo puede fluir y penetrar por lo que al endurecer se proporciona el anclaje. [3]

Adhesión química

Se logra mediante la interacción interatómica o intermolecular entre el sustrato adherente y el adhesivo.

Otro factor importante para que se logre una adhesión efectiva es que las superficies a unir posean una composición homogénea; el esmalte y la dentina son diferentes desde el punto de vista morfofisiológico, por lo tanto, el mecanismo de adhesión varía entre un substrato y el otro. [8]

2.3.2 Sustrato adherente

Los sustratos frecuentemente involucrados en la adhesión son el esmalte y la dentina ya que son éstos los que a menudo se encuentran afectados por anomalías dentales, lesiones cariosas, fracturas, etc. Aunque en ocasiones también se adhieren restauraciones al cemento radicular.

Esmalte

Tejido mineralizado que se compone de alrededor de 96% de materia inorgánica, en su mayor parte cristales de hidroxiapatita; 1% de materia orgánica y 3% de agua.[9] La matriz orgánica del esmalte está formada como mínimo de dos tipos de glucoproteínas: las amelogeninas y las enamelinas. Durante el desarrollo, la matriz orgánica favorece el crecimiento de los cristales de hidroxiapatita. Debido a su alto contenido mineral es muy frágil y muy sensible a las soluciones ácidas. [5]

La adhesión es fundamentalmente de tipo micromecánica por retención del adhesivo en la superficie rugosa del esmalte grabado, esta depende de la penetración del adhesivo en las irregularidades. [5] Para conseguir la fuerza de unión óptima es necesario acondicionar la superficie del esmalte por medio de la técnica de grabado ácido, la cual se realiza con ácido fosfórico a concentraciones del 30-37% dejándolo actuar de 15 a 30 segundos, se retira el exceso y se lava abundantemente por un tiempo no menor a 30 segundos; se seca superficialmente.[1, 2, 5] El ácido en contacto con el esmalte elimina alrededor de 10 µm de la superficie y crea irregularidades que van entre 5 y 50 µm. [7] Esta superficie de esmalte grabado favorece la unión presentando mayor energía superficial, como consecuencia atrae las moléculas del adhesivo, facilitando la humidificación. [5] Al polimerizar el adhesivo dentro de las irregularidades generadas por la acción del ácido sobre la estructura prismática del esmalte, se obtiene la retención mecánica por medio de los llamados *tags*. [4]

Si se tienen en cuenta y se siguen cuidadosamente los pasos indicados para la aplicación de adhesivo, así como aislamiento correcto, no contaminación de la superficie, forma, tiempo y aplicación del ácido y el posterior lavado, en conjunto con la correcta aplicación del adhesivo, es

posible generar una adhesión al esmalte con valores que superan los 15 MPa asegurando la integración de las dos estructuras. [3, 4]

Dentina

La dentina calcificada contiene 20% de materia orgánica, 70% de materia inorgánica y 10% de agua. El colágeno representa aproximadamente 85% de la parte orgánica, principalmente colágeno tipo I con pequeñas cantidades de colágeno tipo IV y V; la hidroxiapatita es el principal componente inorgánico. Esta matriz rodea los túbulos dentinarios, que están ocupados por las prolongaciones odontoblásticas que secretaron la matriz dentinaria durante la formación de la dentina. Los túbulos dentinarios atraviesan la dentina desde la pulpa hasta el esmalte, miden aproximadamente 0.5 µm de diámetro cerca del esmalte y aumentan hasta 2.5 µm cerca de la pulpa; el número de túbulos por sección transversal oscila entre 20 000/mm^2 cerca de la unión dentina esmalte y 50 000/mm^2 cerca de la pulpa. [3- 5]

La dentina presenta mayores obstáculos para la adhesión por ser un tejido heterogéneo con material orgánico e inorgánico y contener fluidos.

El mecanismo de unión en la dentina también se debe fundamentalmente a la retención micromecánica debida a la formación de *tags* que penetran en los túbulos dentinarios abiertos junto con la formación de la capa hibrida debido a la humedad de la dentina y la penetración del adhesivo. [7]

Teniendo en cuenta que cuando se realiza una cavidad se forma una capa de “barrillo dentinario” que obstruye parte de los túbulos dentinarios debido al efecto de los instrumentos cortantes, se debe

eliminar el barrillo y descalcificar la dentina intertubular hasta una profundidad de 1-5 µm, por medio de la técnica de grabado total, la cual consiste en grabar el esmalte y la dentina en un solo paso; colocando ácido fosfórico en concentraciones de 30-37 % sobre el esmalte por 15 segundos y después sobre la dentina por otros 10 segundos, para posteriormente lavar abundantemente con agua por no menos de 30 segundos, por último, secar con una esponja especial para no desecar la dentina. [2, 5] De esta forma se obtendrá una malla de colágeno expuesta, para la integración de los adhesivos, así como también en la dentina intra e intertubular para la obtención de la capa hibrida.

Para lograr una adhesión efectiva es esencial que se cumplan las siguientes condiciones:

- aislamiento de la superficie de unión
- mantenimiento de una superficie limpia
- aplicación correcta del adhesivo [5]

2.4 Adhesivos dentales

El adhesivo es la sustancia que mantendrá unido el material restaurador a la estructura dental, por lo debe poseer características especificas de las cuales dependerá directamente la obtención del éxito clínico de la restauración.

Entre las propiedades deseables un el adhesivo se encuentran:

- tensión superficial baja
- ángulo de contacto cercano a cero
- capacidad humectante
- alta capilaridad

2.4.1 Composición química

Con el propósito de obtener una mayor fuerza de adhesión, biocompatibilidad, reducir significativamente la sensibilidad y la microfiltración incluyendo sus consecuencias como caries recurrente y enfermedades pulpares, es obvio que en los diferentes sistemas adhesivos disponibles, las sustancias o componentes empleados pueden variar significativamente, estableciendo claras diferencias entre unos y otros.

Vehiculo

Es el medio de transporte de los diferentes químicos de la composición, los más utilizados son agua, alcohol o acetona. [1]

Moléculas bifuncionales

La molécula bifuncional posee un extremo altamente hidrofílico encargado de humectar la dentina, en especial la malla colágeno, el otro extremo es de tipo hidrofóbico capaz de unirse con el adhesivo o material de restauración respectivo; son utilizadas en los primers. Se basan en:

HEMA: 2 hidroxi-etil-metacrilato.

BPDM: bisfenil-dimetacrilato.

4META: 4metacril-oxi-etil-trimelitato-anhídrido.

PENTA: Dipenta-eritritol-penta acrililato-monofosfato

Moléculas poliméricas adhesivas

Generalmente hidrofóbicas, se basan en el Bis-GMA (bisfenol-glicidil-metacrilato) o UDMA (dimetacrilato de uretano) para algunos materiales europeos. Son las moléculas utilizadas en el adhesivo o *bonding*, las cuales entran en contacto con el *composite*. [1, 2]

Grupos químicos para la polimerización

Las camforoquinonas e iniciadores químicos que permiten la reacción para la polimerización. [1]

Carga Inorgánica
Algunos sistemas adhesivos incorporan vidrios en su composición con el fin de disminuir la contracción de polimerización, aumentar la resistencia.

Cada sistema adhesivo es único y característico de su respectivo material de restauración, con modalidades especiales de manipulación de acuerdo a las instrucciones del fabricante.[1]

2.4.2 Clasificación de los sistemas adhesivos

Actualmente existen varias clasificaciones:

- Aparición cronológica (7 generaciones)

Primera generación.
Con el desarrollo de la técnica de grabado ácido comenzó el progreso de la adhesión de restauraciones a la estructura dental. Se utilizó NPG GMA (N-fenil-glicin glicidil-metacrilato). Se buscaba adhesión por quelación del agente adhesivo al calcio, sin embargo al poco tiempo se observaba interfase. La resistencia de unión era de entre 2 y 3 MPa. Se indicaban para restauraciones pequeñas clase III y IV. El principal problema con este material era su inestabilidad y su sensibilidad a la presencia de humedad, alta contracción de polimerización, además polimerizaba antes de obtener unión con el material restaurador.[7, 10]

Segunda generación.
Estos adhesivos intentaron utilizar la capa de barrillo dentinario como sustrato para la adhesión mediante las resinas de Bis-GMA, esta capa de barrillo está unida a la dentina con valores de 2 a 3 MPa. El esfuerzo de adhesión de esta generación era de 2 a

máximo 8 MPa lo que hacia necesaria la preparación de retenciones dentro de las cavidades. Las restauraciones presentaban microfiltración y considerable sensibilidad postoperatoria. [1, 7, 10]

Tercera generación.

Al final de la década de los ochenta, aparecieron los sistemas de doble componente: el *primer* y el adhesivo previa eliminación de la capa de barrillo dentinario por la técnica de grabado total. La utilización de imprimadores o *primers* son compuestos a base de resina que contienen moléculas hidrofílicas que promueven la unión a dentina acondicionada. La obtención de adhesión de estos sistemas se centraba principalmente en la interacción mecánica entre el adhesivo y la dentina, con esta generación de adhesivos se incrementó el esfuerzo de adhesión entre 8 y 15 MPa y disminuyó la necesidad de crear retenciones y la sensibilidad postoperatoria en las restauraciones posteriores.[1, 7, 10]

Cuarta generación.

Aparecen a principios de la década de los noventa, se caracterizan por el proceso de hibridación tanto en túbulos dentinarios como en dentina intratubular. La utilización de la técnica de grabado total se considera un paso importante e imprescindible, y la adhesión a la dentina húmeda mejora notablemente. La resistencia a la adhesión va entre 17 y 25 MPa; los imprimadores se utilizan para facilitar la penetración del adhesivo en la trama de colágeno expuesta gracias al acondicionamiento por grabado ácido. Disminuye la sensibilidad postoperatoria en las restauraciones posteriores.

Este grupo de adhesivos se caracteriza por tener dos o más componentes que deben mezclarse en proporciones precisas, lo que dificulta el procedimiento y genera reducción en la fuerza de

unión. También son conocidos como sistemas adhesivos convencionales.[7, 10]

Quinta generación.

Esta generación se desarrolló cuando se observó que se obtenían mejores resultados clínicos al reducir el número de pasos implicados en la aplicación del adhesivo, por lo que esta generación se caracteriza por contener todos los ingredientes en un solo frasco, lo que facilita el procedimiento y existe menor posibilidad de error. La formación de la capa hibrida se manifiesta como el mejor mecanismo de unión. La mayoría de los sistemas adhesivos utilizan el grabado total y posteriormente se aplican directamente en la superficie acondicionada. Se incorporaron agentes volátiles, como el alcohol y la acetona, que permiten la humectación de la dentina con mayor facilidad por moléculas hidrofílicas. La presencia de agua en el sustrato dentario se vuelve necesaria ya que ayuda a estabilizar la superficie desmineralizada de la dentina y evita el colapso de las fibras de colágeno. La fuerza de unión a la dentina está en el rango de 20 a 25 MPa y la sensibilidad postoperatoria se redujo notablemente.[3, 7, 10]

Sexta generación.

Son llamados sistemas autograbadores, estos productos no requieren grabado al menos en la superficie dentinaria, tienen un acondicionador entre sus componentes, el grabado se autolimita y los productos del proceso, se incorporan permanentemente a la interfaz diente-restauración. Se basan en el fenómeno de hibridación dentinaria al igual que los sistemas convencionales, con la diferencia de que estos modifican, transforman e incluyen el barro dentinario en la capa hibrida. Sus componentes vienen presentados en múltiples envases. Todavía se cuestiona la calidad

de unión con el paso del tiempo en la boca. La adhesión a la dentina está entre 18 y 23 MPa. [7, 10]

Séptima generación.

Con el fin de simplificar la técnica de aplicación se desarrolló esta generación de sistemas adhesivos que al igual que en la sexta generación entre los componentes del adhesivo contienen un acondicionador por lo que no se requiere realizar la técnica de grabado total. La diferencia radica en la presentación ya que todos los componentes están incluidos en un solo frasco como consecuencia se facilita su aplicación. [7]

- **Según su composición**

1. Según el vehículo o solvente
    a. Base acetona con contenido mínimo de agua
    b. Base acetona con mayor contenido de agua (20%)
    c. Base alcohol con agua
    d. Base acuosa

Cuando el vehículo es agua el desecado excesivo de la dentina no es tan perjudicial ya que el propio vehiculo se encarga de hidratar nuevamente la dentina; sin embargo, en los casos en los que el adhesivo contienen vehículos no acuosos como la acetona o el alcohol, se debe tener el debido control sobre la humedad de la superficie dentinaria. Es también importante tener presente que en los casos en los que el vehículo es alcohol o acetona, éstos se evaporan fácilmente por lo que el dispensado debe realizarse en el momento de la aplicación; ya que su exposición al medio ambiente ocasionaría cambios en su composición que afectaría en la adhesión. [7]

2. Agregado de rellenos o carga

En ocasiones se incorpora carga cerámica en la composición del sistema adhesivo para generar una capa del espesor adecuado, aumentar la resistencia mecánica, obtener resistencia adhesiva y al mismo tiempo otorgar cierta flexibilidad en la capa adhesiva y disminuir la contracción de polimerización.

- Mecanismo de endurecimiento

1. Fotopolimerizables
2. Duales

2.5 Polimerización

2.5.1 Definición

La polimerización es el proceso químico mediante el cual se enlazan moléculas pequeñas en forma repetitiva (monómeros) para formar una macromolécula (polímero). [3, 5]

2.5.2 Conceptos básicos de polimerización

Tanto los adhesivos como las resinas compuestas endurecen al polimerizar, mediante la exposición a la luz, a este proceso de hacer incidir un haz de luz sobre el material restaurador se denomina *fotopolimerización*. Para que se lleve a cabo la unión de los monómeros para la formación del polímero los sistemas adhesivos actualmente utilizados dentro de su composición contienen *fotoiniciadores*, es decir, sustancias químicas que en presencia de una longitud de onda entre 400 y 470 nm del rango de longitud de onda azul, excita los fotoiniciadores e inician el proceso de polimerización. [2, 11, 12]

Los fotoiniciadores generalmente utilizados son la camforoquinona la cual es sensible a 470 nm dentro del espectro de longitud de onda azul, ya que esta sustancia es amarillenta; también se utiliza la fenil-propanodiona incolora y sensible desde el espectro de onda de luz UV hasta los 490nm. Estos iniciadores permiten que se formen radicales libres e inicie la polimerización. [11, 12]

2.5.3 Etapas de la polimerización

- Iniciación: corresponde a la etapa de inducción en la cual se activa el iniciador y se efectúa la apertura de los dobles enlaces de cada monómero.

- Propagación: es la conformación de la cadena.
- Terminación: es el momento en que ya no es encuentran radicales libres
- Transferencia de cadena: unión de cadenas ya terminadas. [1]

2.5.4 Fases del proceso de polimerización

Durante la polimerización se pueden observar tres fases:

1. Fase pre-gel. Es la etapa inicial de la polimerización, la matriz de resina tiene consistencia viscosa y capacidad de fluir. Las moléculas pueden deslizar y adquirir nuevas posiciones y orientaciones, compensando el esfuerzo de contracción de polimerización ocurrido en esta fase y es denominada contracción pre-gel. En esta fase, el esfuerzo de contracción generado no es transferido a la interfase de unión, debido a la capacidad de escurrimiento de las moléculas.[13-16]

2. Fase o punto de gel. Se inicia la formación de la macromolécula, cesa la fluidez y el movimiento de monómeros dentro de la matriz. El punto gel es definido como el punto donde el material ya no puede fluir y comienza la contracción del material. Este punto es muy importante, porque a partir de él la resina comienza a transferir el esfuerzo generado en la contracción de polimerización a la interfase diente-restauración.[13]

3. Fase post-gel. El material pasa al estado rígido al mismo tiempo que sigue contrayéndose por la polimerización y transmitiendo el esfuerzo generado a las superficies adhesivas.[13-16]

2.6 Contracción por polimerización

La contracción de polimerización es uno de los factores que más contribuye para el fracaso de las resinas compuestas y la mayor desventaja de estos materiales de restauración, principalmente con relación a la integridad marginal y a la sensibilidad post-operatoria. [14, 16]

La contracción es inherente a los materiales a base de resina, como es el caso de los adhesivos, en los cuales se producirá contracción en la medida en que éste polimeriza. La contracción de polimerización es el resultado del movimiento y aproximación de los monómeros entre sí, durante la formación de la cadena polimérica y es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica y de diluyente. Cuanto mayor es el grado de conversión del monómero en polímero, mayor será la contracción de la polimerización, sin embargo, con la incorporación de partículas de carga por los fabricantes ésta se reduce. [5]

La contracción de polimerización desarrolla esfuerzos en las paredes de la cavidad lo que tiende a producir brechas marginales, es decir, la separación de la restauración a través de la cual se produce filtración de humedad y bacterias hasta la dentina, causando patología pulpar, dando como resultado, recidiva de caries y el fracaso clínico de la restauración. [16-18]

- Posición de la luz

La intensidad de la luz es un factor importante en la reducción del esfuerzo de contracción por polimerización. [19, 20]

El mayor porcentaje de contracción de las resinas durante la fotopolimerización es durante los primeros 30-40 segundos de la reacción, por lo que es importante que se realice una polimerización con una

intensidad gradual, para tener como consecuencia un mayor tiempo de duración de la fase pre-gel en la cual la contracción es compensada por la fluidez de la resina. [15]

Es recomendable comenzar la polimerización con una intensidad menor durante los primeros 20 segundos (aprox. 200 mW/cm^2) y luego llevarla a la intensidad normal. A esta técnica se la conoce como polimerización gradual ó de inicio lento.

Otra forma de tener una intensidad menor es realizar maniobras clínicas que imiten la polimerización gradual:

- Alejando la punta emisora de luz algunos centímetros (2 ó 3) e ir aproximándonos gradualmente hasta casi entrar en contacto con el material. De esta forma debido al efecto de disipación de la luz a medida que nos alejamos podemos reducir esa intensidad.

- Polimerizando a través de tejido dentario para luego hacerlo directamente. La absorción de la luz por ese tejido hará que el material reciba menor intensidad al inicio. [18, 21]

3. Planteamiento del problema

En la odontología actual la utilización de adhesivos se ha convertido en una herramienta imprescindible y un proceso necesario en muchos de los tratamientos odontológicos que con mayor frecuencia se realizan dentro de la consulta general diaria. La adhesión no sólo es necesaria para impedir el desprendimiento del material restaurador de la estructura dentaria si no también para conseguir características más cercanas al sellado marginal y, como consecuencia, evitar la sensibilidad postoperatoria, la filtración de sustancias presentes en la cavidad bucal y caries remanentes que ocasionarían el fracaso de la restauración. También es importante que se logre la integración de la restauración a la estructura dental y obtener un diente mecánicamente funcional y estéticamente aceptable.

Por lo anterior, sin duda uno de los inconvenientes al que nos enfrentamos cotidianamente y que se encuentran de manera inherente en la naturaleza de los materiales poliméricos dentro de los cuales se encuentran los adhesivos evidentemente es la contracción por polimerización.

4. Justificación

Se realiza este estudio para conocer el grado de encogimiento de tres sistemas de adhesión usados en México y a la vez para formar una base de datos que permita desarrollar adhesivos con tecnología nacional.

5. Hipótesis

Se cree que el adhesivo PQ 1 de Ultradent presentará menor encogimiento por fotopolimerización ya que presenta mayor viscosidad y mayor cantidad de relleno.

6. Objetivos

6.1 General

Comparar el encogimiento por polimerización de tres marcas comerciales de sistemas adhesivos.

6.2 Específicos

1. Medición de la contracción por polimerización del adhesivo Prime Dent.

2. Medición de la contracción por polimerización del adhesivo PQ 1 Ultradent.

3. Medición de la contracción por polimerización del adhesivo Medental.

4. Calcular el encogimiento de Prime Dent.

5. Calcular el encogimiento de PQ 1 Ultradent.

6. Calcular el encogimiento de Medental.

7. Materiales y métodos

- Adhesivo Prime Dent®, frasco de 7mL, lote PK12J.
- Adhesivo PQ1 Ultradent®, jeringa de 1.2 mL, lote S096
- Adhesivo Medental®, frasco de 3mL, lote 07100803
- Cera roja
- Acetona

7.1 Equipo para medir la contracción

- Anillo de bronce de 16 mm de diámetro y 1.24 de espesor
- Sacabocados Núm. 5
- Transductor de desplazamiento LVDT
- Lámpara de polimerización Blue Phase 5. Ivoclar Vivadent®
- Sistema de adquisición de datos PICO ADC-16

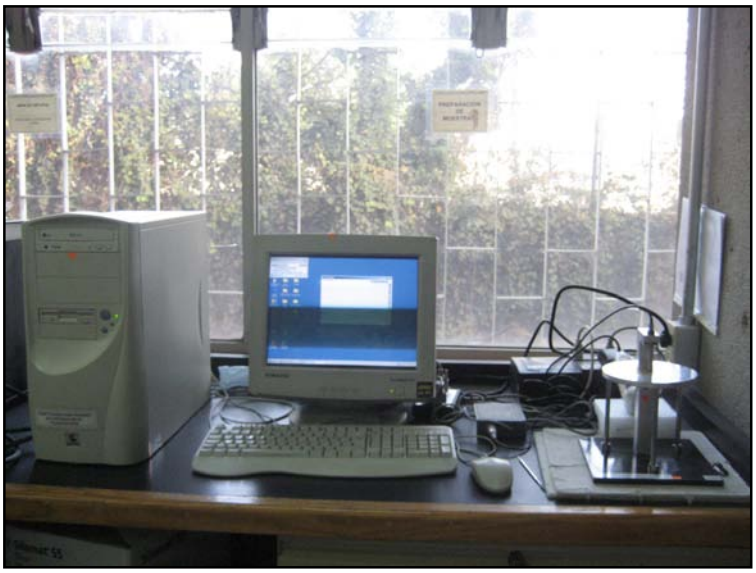

Figura 4. Equipo para medir la contracción

7.2 Preparación de muestras

Se realizaron 15 muestras para cada uno de los adhesivos, siguiendo el mismo procedimiento para cada uno de ellos.

1. Se forma una esfera de cera roja de aproximadamente 0.40 g de peso, posteriormente en una loseta de vidrio se colocó el anillo de bronce de espesor 1.24 mm, sobre una loseta y en el centro del anillo se colocó la esfera de cera, como se muestra en la Figura 5.

Figura 5. Colocación de cera y anillo

2. Con ayuda de otra loseta se presionó la cera para obtener el mismo espesor del anillo. Figura 6.

Figura 6. Espesor de cera para muestras.

3. Se eliminó el centro del círculo de cera con el sacabocados # 5, una vez separado el centro, se colocó el anillo con la cera en un portaobjetos, como se muestra en la Figura 7.

Figura 7. Eliminación del centro de la cera.

4. Posteriormente se vertió el adhesivo hasta llenar la superficie libre de cera, a continuación se colocó un cubreobjetos como se muestra en la Figura 8.

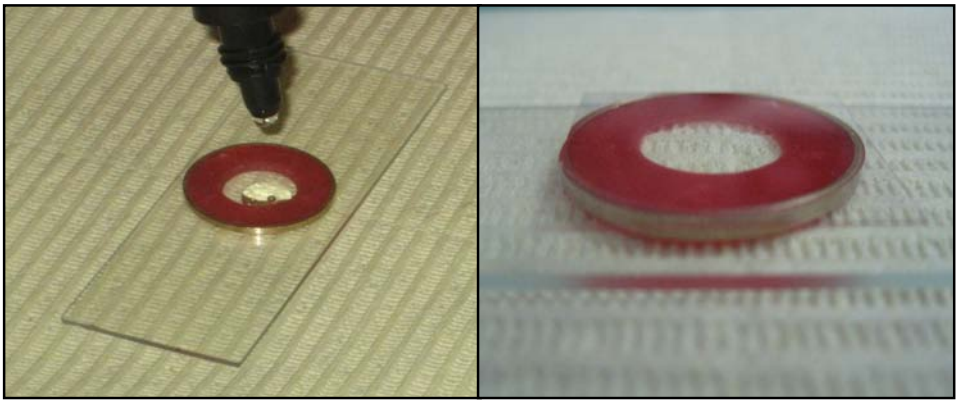

Figura 8. Colocación de adhesivo y cubreobjetos.

5. El conjunto anterior se llevó al transductor, el cual se calibró entre 0 mV y 200 mV. Figura 9.

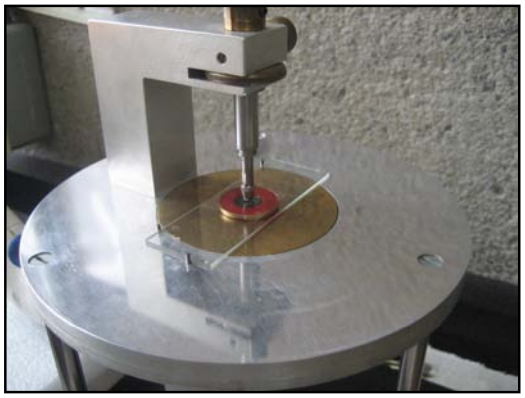

Figura 9. Transductor de desplazamiento

7.3 Medición de la contracción y cálculo del encogimiento

Se inició la fotopolimerización al mismo tiempo que se comenzó a contabilizar el tiempo con el sistema de adquisición de datos PICO ADC-16. Una vez que han transcurrido 60 segundos se apagó la lámpara de polimerizado y se dejó correr 540 segundos. Figura 10. A lo largo de los 600 segundos se capturaron los valores de voltaje en función del tiempo.

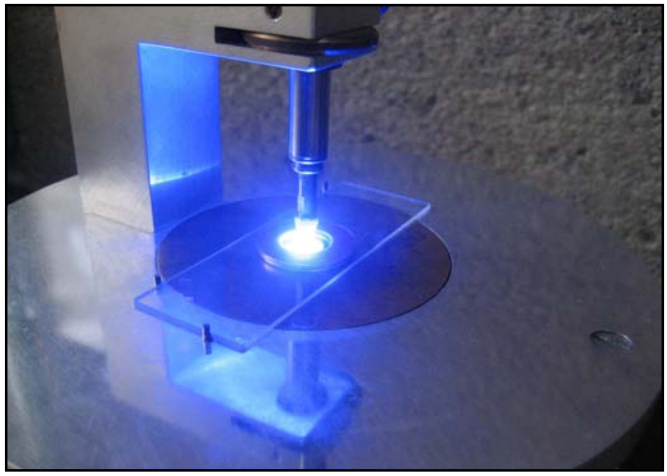

Figura 10. Fotopolimerizado de la muestra

Al adherirse el adhesivo al cubreobjetos, permite que se mida la flexión del vidrio delgado (cubreobjetos) por medio del transductor LVDT durante 600 s que dura la prueba, de los cuales 60 s la lámpara se encuentra encendida, que es lo que dura el proceso de fotopolimerización del adhesivo. La contracción es monitoreada durante todo el tiempo que dura la prueba con el transductor LVDT, información que es trasladada al sistema de adquisición de datos PICO ADC-16. [22]

La contracción está definida como $\Delta L = L_0 - L_t$, donde $L_0 = 1.24$ mm (medida de la muestra antes de polimerizar) y L_t, la medida en cualquier tiempo. Este cálculo está relacionado con el voltaje medido por el transductor, mediante la ecuación $L_t = (V_t - V_{t=0})/K$, donde V_t es el voltaje de salida en cualquier tiempo y $V_{t=0}$ es el voltaje de salida inicial al tiempo

cero, K es la constante de calibración entre el voltaje y la distancia (K=17.24 mV/µm). El porcentaje de encogimiento, S, se calcula con la ecuación que relaciona la contracción, ΔL, y el espesor inicial, L_0. $S= 100\Delta L/L_0$. Los valores de S y el tiempo son representados en un gráfico.

Se aplicó análisis estadístico ANOVA de una vía para encontrar las diferencias estadísticamente significativas y Prueba de Tukey.

8. Resultados

Las figuras 11 a 13 muestran las graficas típicas de encogimiento de cada uno de los adhesivos. Los valores promedio en la determinación del encogimiento por fotopolimerización se muestran en la Tabla 1 y graficados en la Figura 14.

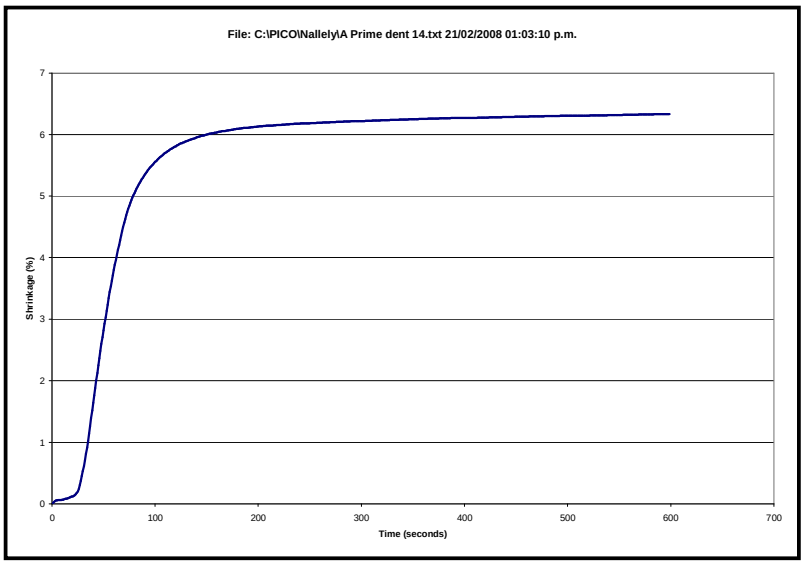

Figura 11. Grafica típica del adhesivo Prime Dent.

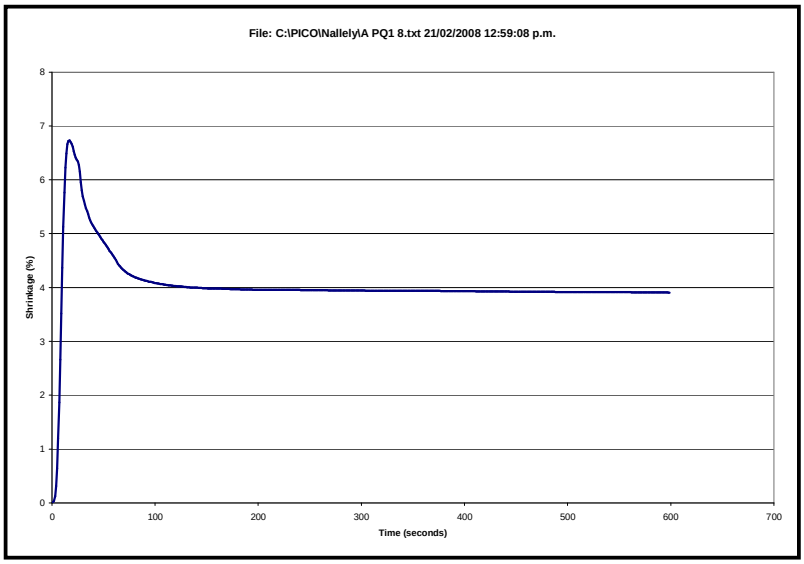

Figura 12. Grafica típica del adhesivo PQ1 Ultradent

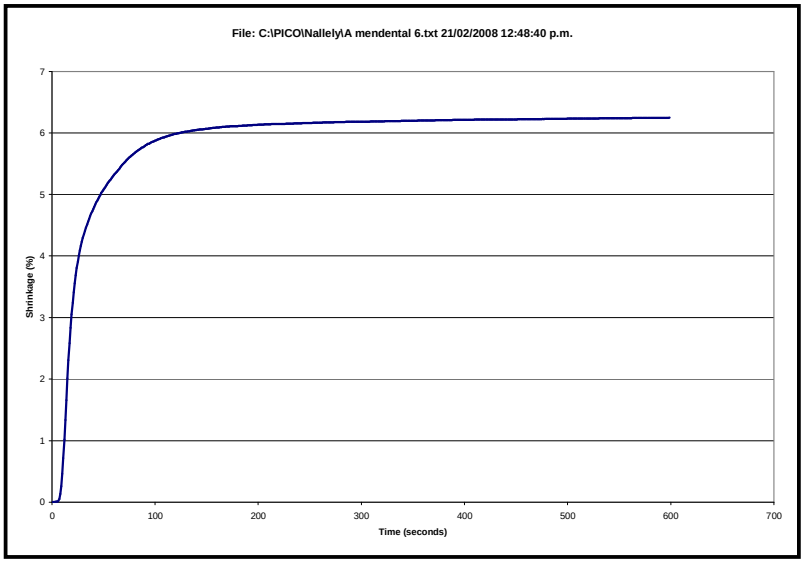

Figura 13. Grafica típica del adhesivo Medental

Tabla 1. Valores promedio de encogimiento a 600 s

Encogimiento (%) a 600 segundos			
Adhesivo	Prime Dent	Ultradent	Medental
Encogimiento	6.12	3.18	6.61

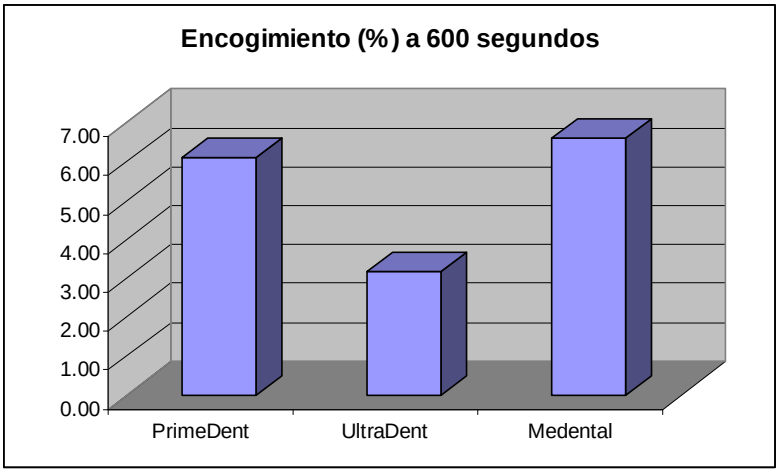

Figura 14. Porcentaje de encogimiento a 600 s

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas (P< 0.001). Existe diferencia significativa entre Ultradent y Medental, y entre Ultradent y Prime dent. No existe diferencia estadística significativa entre Medental y Prime dent.

Como se pueden observar en las Figuras 11 y 13, existe una considerable diferencia en la correspondiente al adhesivo PQ1 de Ultra dent (Figura 12), por lo que se decidió tomar como referencia el tiempo a 20 segundos. Figura 15.

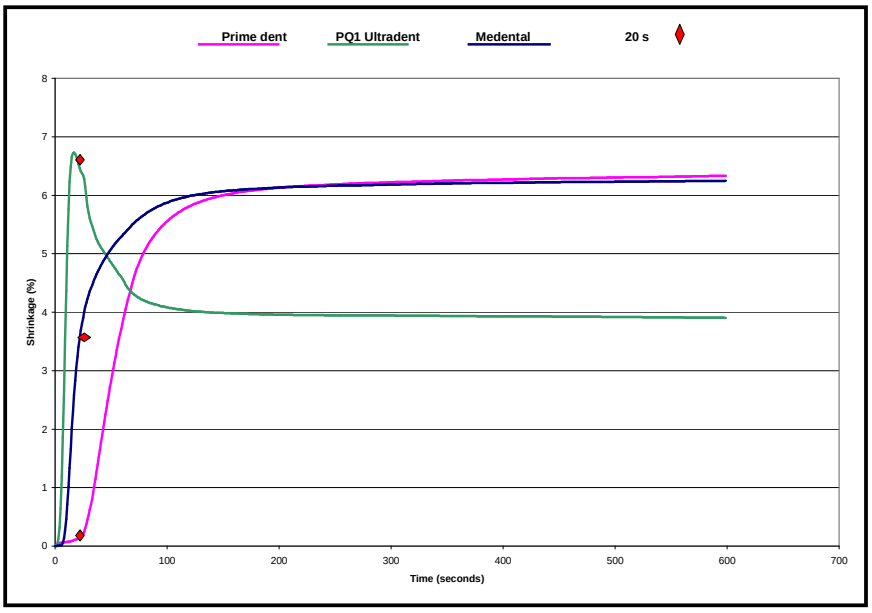

Figura 15. Grafica comparativa de los adhesivos a 20 s

Los valores promedio obtenidos a 20 s se muestran en la Tabla 2 y se grafican en la Figura 16.

Tabla 2. Valores promedio de encogimiento a 20 s

Encogimiento (%) a 20 segundos			
Adhesivo	Prime dent	Ultradent	Medental
Encogimiento	0.38	6.75	3.39

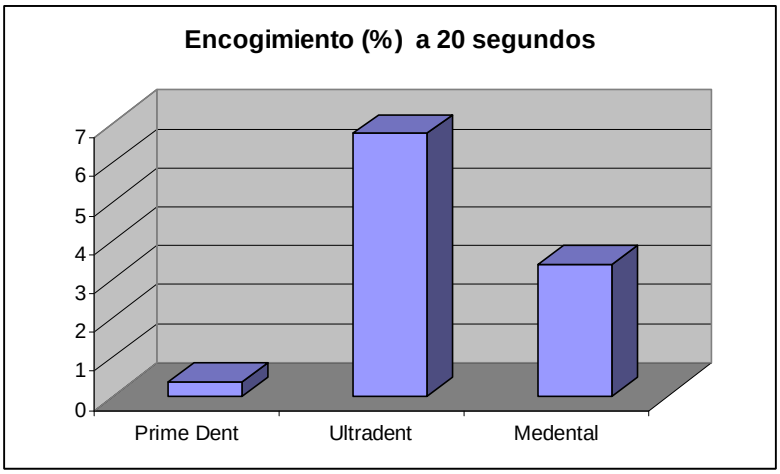

Figura 16. Porcentaje de encogimiento a 20 s

Todos los grupos presentaron diferencias estadísticamente significativas entre sí.

9. Discusión

Una vez realizadas las pruebas de las diferentes muestras tomando como referencia el valor obtenido a 600 segundos, se obtuvo que el adhesivo PQ1 de Ultradent presentaba menor encogimiento por polimerización (3.18%). Sin embargo, en la Figura 12 la cual corresponde a la grafica típica del adhesivo PQ1 de Ultradent se observa un cambio en la trayectoria de la línea que hace suponer que hay un aumento de volumen en la muestra. La Figura 15 muestra que el cambio en la trayectoria de la línea se encuentra aproximadamente a los 20 s; por esta razón, se decidió obtener el porcentaje de encogimiento a los 20 s, tiempo en el cual los tres adhesivos se comparan en el momento en que se contraen y se elimina la variante que presenta el adhesivo PQ 1. Cuando se ha tomado esto en cuenta se modifican los resultados y se obtienen valores más confiables los cuales muestran al adhesivo Prime Dent con menor encogimiento (0.38%), seguido por Medental (3.39%) y el de mayor, Ultradent (6.75%).

Se piensa que la expansión que sufre el adhesivo PQ 1 de Ultradent está relacionada con los ingredientes que componen en particular a éste: Bis-GMA, TEGDMA, HEMA, acido metacrílico y 40% de carga de vidrio.

Estos resultados llevan a considerar que es necesario hacer estudios más detallados del comportamiento de estos tres materiales en cuanto a su composición, tipos de solventes y sus rellenos.

10. Conclusiones

Podemos concluir que la hipótesis planteada no se cumplió, ya que una vez obtenidos los valores promedio de las muestras de los tres adhesivos a 600 y 20 s, el adhesivo PQ 1 de Ultradent, presentó un comportamiento diferente al esperado.

Sin embargo, se encontró que un adhesivo presentó un comportamiento no esperado que probablemente involucre los fenómenos de contracción y dilatación mientras alcanza el endurecimiento.

11. Referencias

1. Guzmán B H. Biomateriales Odontológicos de uso clínico. 3ª ed Bogotá: Editorial Ecoe ediciones, 2003. Capítulos 3, 11, 12 y 14.

2. Barceló Santana F, Palma Calero M. Materiales dentales. Conocimientos básicos aplicados. 1ª ed. México: Editorial Trillas, 2003. Capítulos 3 y 11.

3. Kenneth J. Anusavice. Phillps Ciencia de los materiales dentales. 11ª ed. España: Editorial Elsevier, 2004. Capítulos 2, 7, 14, 15.

4. Macchi R. Materiales Dentales. 3ª ed. Argentina: Editorial Panamericana, 2000. Capítulo1.

5. Craig R. Materiales de odontología restauradora. 10ª ed. España: Editorial Harcourt Brace, 1998. Capítulos 2, 6 y 7.

6. Grégoire G, Millas A. Microscopic evaluation of dentin interface obtained with 10 contemporary self-etchig systems: Correlation with their pH. Operative Dentistry (2005) 30 (4) 481-491.

7. Barrancos Money J. Operatoria Dental. Integración clínica. 4ª ed. Argentina: Editorial Médica Panamericana, 2006.

8. Van Meerbeek B, Perdigao J. Vanherle G. The clinical performance of adhesives. Journal of Dentistry. (1998), 26 (1), 1 – 20. Capítulos 33, 37, 38 y 42.

9. Genneser F. Histología. 3ª ed. Argentina: Editorial Panamericana. 2000

10. Carrillo S. C. Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales. Asociación Dental Mexicana. 2006, Vol. LXIII. No.2 Marzo-Abril. 45-51

11.http://media.ivoclarvivadent.com/pdf/binarydata_es/info/blue_wissdoku.pdf

12. Scheider L, Cosani S, Oligari F, Correr A, Sobrinho L, Sinhoreti M. Effect of time and polymerizacion cycle on the degree of conversion of a resin composite. Operative Dentistry (2006) 31-4 489-495.

13. Lenhard M. Composite restorations. International Center for Dental Education (ICDE). 2001, Ivoclar Vivadent .

14. Chye CH, Yap AUJ, Laim YC, Soh MS. Post-gel polymerization shrinkage associated with different light curing regimens. Operative Dentistry (2005) 30, 4, 474- 480.

15. Bolhuis P, Gee A, Kleverlann C, El Zohairy A, Feilzer A. Contraction stress and bond strength to dentin for compatible and incompatible combinations of bonding systems and chemical cured core build-up resin composites. Dental Materials (2006) 22, 223- 233.

16. Atai M, Watts D. A new kinetic for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composite and resin- monomers. Dental Materials (2006) 22, 785- 791.

17. Dewaele M, Truffier D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. Dental Materials (2006) 22, 359- 365.

18. Bertoldi A. Odontología restauradora y salud pulpar. http://www.red-dental.com/ot003101.htm

19. Sakaguchi R, Wiltbank B, MurchisonC. Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance. Dental Materials (2004) 20, 402-407.

20. Ilie N, Kunzelman K, Hickel R. Evaluation of micro-tensile bond strengths composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. Dental Materials (2006) 22, 593-601.

21. Cipponeri K, Bello F, Di Bella G. Sensibilidad post-operatoria (SPO), 2003.http://www.ecuaodontologos.com/revistaaorybg/vol1num1/sensibilidad_postoperatoriaa.html

22. Álvarez Gayosso C, Barceló Santana F, Guerrero Ibarra J, Sáez Espíndola G, Canseco Martínez M. Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites. Dental Materials (2004) 20, 228-235.