



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**INFLUENCIA DE LA POTENCIA DE LÁMPARA LED  
EN LA MICROFILTRACIÓN DE DIENTES CON UN  
ADHESIVO DE QUINTA GENERACIÓN.**

**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:

MARIANA JURADO ROBLES

TUTOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO, D.F.

2015



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## AGRADECIMIENTOS

A Mimi, que me ha hecho fuerte, tenaz y responsable. Con tu ejemplo, me demuestras que la vida puede ser feliz y sencilla, si disfrutas de todo lo que haces, si valoras lo sencillo, con tranquilidad y gusto por las cosas cotidianas. Cada día me recuerdas que *tú eres la grande y yo la pequeña*. Por todo lo bueno y lo malo que me has brindado, ahora soy la mujer que soy. Gracias, te quiero mucho mami.

A Freddy que desde pequeña me has brindado cariño, apoyo, confianza y seguridad. Para mí eres el mejor ejemplo de que puedes lograr lo que deseas, trabajando fuerte y siendo constante, que nada es un impedimento para realizar tus objetivos.

Eres el mejor papá que pude haber elegido. ¡Te quiero mucho!

A Itzel, en los momentos más difíciles me has brindado tu apoyo y has sido un ejemplo de fortaleza para mí. ¡Te quiero hermanita! A mis sobrinos Monchis y Erick, por darme felicidad. También a Raúl, que me has brindado el espacio para seguir aprendiendo y has tenido la paciencia de enseñarme.

A mi tutor Mtro. Jorge Guerrero Ibarra, por brindarme sus conocimientos, tiempo y dedicación para realizar esta tesina. Por aclarar las dudas que surgieron durante este Seminario.

A todos los pacientes que gracias a su confianza, tiempo, paciencia y responsabilidad me han ayudado a lo largo de la carrera.

## ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN.....	5
2.	ANTECEDENTES.....	7
	2.1 ESMALTE.....	7
	2.2 DENTINA.....	7
3.	ADHESIÓN.....	8
	3.1 PREPARACIÓN PARA LA ADHESIÓN.....	8
	3.2 ADHESIÓN AL ESMALTE.....	8
	3.3 ADHESIÓN A LA DENTINA.....	9
4.	ADHESIVOS.....	10
	4.1 MÉTODOS DE APLICACIÓN DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS.....	11
	4.1.1 ADHESIVOS DE GRABADO Y LAVADO (GRABADO TOTAL).....	11
	4.1.2 ADHESIVOS DE AUTOGRABADO.....	12
	4.2 CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA DE LOS ADHESIVOS.....	14
	4.2.1 TERCERA GENERACIÓN.....	14
	4.2.2 CUARTA GENERACIÓN.....	14
	4.2.3 QUINTA GENERACIÓN.....	15
	4.2.4 SEXTA GENERACIÓN.....	15
	4.2.5 SÉPTIMA GENERACIÓN.....	16
5.	POLIMERIZACIÓN.....	17
	5.1 CARACTERÍSTICAS DE LOS POLÍMEROS.....	19
	5.2 ETAPAS DE LA POLIMERIZACIÓN.....	19
	5.3 CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN.....	22
6.	FOTOPOLIMERIZACIÓN.....	25
7.	LÁMPARAS LED.....	28
8.	MICROFILTRACIÓN.....	32
9.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	36
10.	JUSTIFICACIÓN.....	37
11.	OBJETIVOS.....	38
	11.1 GENERAL.....	38
	11.2 ESPECIFICO.....	38

12.	HIPÓTESIS .....	39
	12.1 TRABAJO .....	39
	12.2 NULA .....	39
13.	METODOLOGÍA .....	40
	13.1 TIPO DE ESTUDIO:.....	40
	13.2 CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	40
	13.3 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN .....	40
	13.4 VARIABLES .....	41
	13.4.1 DEPENDIENTES .....	41
	13.4.2 INDEPENDIENTES .....	41
	13.5 MATERIAL.....	42
	13.6 INSTRUMENTAL .....	42
	13.7 EQUIPO.....	42
	13.8 UNIVERSO DE TRABAJO .....	43
	13.9 MÉTODO .....	44
14.	RESULTADOS.....	53
15.	CONCLUSIÓN .....	55
16.	BIBLIOGRAFÍA .....	56

# INFLUENCIA DE LA POTENCIA DE LÁMPARA LED EN LA MICROFILTRACIÓN DE DIENTES CON UN ADHESIVO DE QUINTA GENERACIÓN.

## 1. INTRODUCCIÓN

Uno de los objetivos de la Odontología Restauradora, es rehabilitar los órganos dentarios, devolviendo las características propias de salud.

A lo largo de la historia de la Odontología se han desarrollado diversos materiales restauradores, como aleaciones metálicas, amalgama, resinas acrílicas, resinas compuestas y resinas modificadas con ionómero de vidrio (compómeros).

En la actualidad es necesario utilizar materiales biocompatibles que ayuden a devolver no solo las características funcionales, sino también las estéticas de los órganos dentarios, por lo cual se ha implementado el uso de resinas; dado que proveen una buena estética, buena fuerza a la compresión, alta resistencia al desgaste, así como adhesión.

La base del éxito en la colocación de una resina es la adhesión, por lo cual el uso de adhesivos es de suma importancia, ya que cuando existe integración y continuación franca entre la estructura dentaria y el material restaurador evita la presencia de interfaces que pueden propiciar el fracaso de la restauración.

Con el paso del tiempo, los sistemas adhesivos han ido evolucionando desde los que implican un grabado total con ácido fosfórico (eliminación del barrillo dentinario), creando microporosidades que después son impregnadas por un imprimador y un adhesivo creando una capa híbrida que corresponden a los sistemas adhesivos de tres pasos; hasta los que actualmente son de un solo paso (los autograbables), estos no necesitan realizar un acondicionamiento de esmalte y dentina previo, aplicando el ácido fosfórico, ya que utilizan el remanente del barrillo dentinario para crear la capa híbrida.

Para que una restauración se mantenga en la cavidad dental el mayor tiempo posible sin perder sus propiedades, que conserve los tejidos dentarios en salud, que tenga menor sensibilidad posoperatoria, debe tener un buen sellado marginal, este es posible dependiendo las características del material restaurador adhesivo así como de la contracción de este.

La contracción que sufre la resina compuesta se da en la polimerización; por lo cual han ido evolucionando tanto los compuestos de las resinas hasta las fuentes de luz.

En la actualidad el uso del diodo emisor de luz (LED), es frecuente; este tipo de lámparas trabaja a diferentes niveles de potencia, siendo estas un factor predisponente para el aumento o disminución tanto de contracción por polimerización así como en la microfiltración.

## 2. ANTECEDENTES

### 2.1 ESMALTE

El esmalte es el tejido más duro, ya que posee una configuración especial que le permite absorber traumas o golpes, pero a su vez tiende a ser frágil. Está constituido por una matriz inorgánica de cristales de hidroxapatita (prisma adamantino) (96%), materia orgánica (proteínas y lípidos) (1%) y de agua (3%).<sup>1,2</sup>

La hidroxapatita está conformada por iones fosfato y calcio junto con grupos hidroxilo lo que le confiere ser insoluble en agua. Sus uniones iónicas le dan la característica de tener una energía superficial alta lo que es favorable en la adhesión.

El esmalte maduro carece de células, no tiene la capacidad de repararse, dado que las células que le dieron origen ya no existen dentro del tejido, se forma a partir de los ameloblastos.<sup>2</sup>

El esmalte transmite la luz blanca monocromática de un modo diferente, dependiendo el grado de mineralización.<sup>1</sup>

### 2.2 DENTINA

Compuesta de sustancia inorgánica (cristales de hidroxapatita) (70%), agua (12%) y sustancia orgánica (colágeno, lípidos y proteínas) (18%).<sup>1</sup>

La mineralización y las fibras de colágeno brindan dos propiedades fundamentales para la función mecánica, dureza y elasticidad respectivamente. La elasticidad de la dentina ofrece al esmalte una protección ante los impactos masticatorios.<sup>2</sup>

Pashley describió a la dentina como un complejo biológico poroso, compuesto por cristales de apatita dentro de una matriz de colágeno. Menciona también que la dentina es más húmeda y tiene más componente orgánico que el esmalte.<sup>9</sup>



### 3. ADHESIÓN

En Odontología, el término enlace o adhesión (atracción de átomos o moléculas de dos superficies distintas en contacto), se usa para describir el proceso de fijar materiales de restauración al diente.<sup>3</sup>

Si se logra adhesión, esta genera una integración estructural del material con los tejidos dentales, ya que en conjunto funcionan mecánicamente como una misma unidad, así ambas estructuras pueden recibir las fuerzas de masticación.<sup>2</sup>

#### 3.1 PREPARACIÓN PARA LA ADHESIÓN

Para poder lograr una adecuada adhesión, se realiza la preparación de la restauración, así como la del órgano dentario.

La preparación de la superficie dental se realiza mediante la eliminación de placa dentobacteriana (profilaxis), así como con el grabado o acondicionamiento del esmalte, dentina o ambos.<sup>3</sup>

Este acondicionamiento se realiza mediante el uso de ácido fosfórico en concentraciones de 35 al 37%, el objetivo de este es el crear rugosidad y porosidad microscópica por medio de la eliminación mineral.<sup>3</sup>

Es necesaria la preparación de la superficie dado que las moléculas de un líquido (adhesivo) puedan penetrar en las irregularidades a nivel microscópico y que al polimerizar se genere una adhesión mecánica (enlace secundario), para después al ir colocando la resina compuesta se crea una adhesión específica o química entre el adhesivo y esta (enlace primario).<sup>2</sup>

#### 3.2 ADHESIÓN AL ESMALTE

En el año de 1950 el Dr. Michael Buonocore introdujo el grabado del esmalte. Este contiene miles de prismas formados por cristales de hidroxiapatita junto con inclusiones de carbono, estos aumentan la solubilidad de los cristales en ácido.<sup>3</sup>

Buonocore demostró que el grabado con ácido fosfórico aumentaba la fuerza de adhesión de la resina al esmalte, él creía que el ácido fosfórico simplemente incrementaba el área de superficie microscópica disponible para la retención con la resina. Pero fue su alumno John Gwinnet, que era un microscopista, quien observó la interface más de cerca y reportó que las resinas adhesivas podrían entrar dentro de los prismas del esmalte que fueron grabados.<sup>10</sup>

El ácido que se elija deberá proporcionar la acción necesaria de disolución en un lapso de tiempo breve, y deberá ser compatible con los demás materiales de restauración.<sup>1</sup>

En la actualidad el utilizar ácido fosfórico en una concentración de 35 a 37% promueve la disolución de parte de la superficie de los prismas del esmalte, y crea microporosidades que después serán infiltradas por el adhesivo.<sup>4,11</sup>

### 3.3 ADHESIÓN A LA DENTINA

La composición orgánica de la dentina, así como la humedad que tiene, es lo que le confiere el ser un tejido difícil de unir a otros sustratos.

Cuando la superficie dentaria se prepara con un instrumento cortante rotatorio, se crea un residuo compuesto por colágeno desnaturalizado y cristales de hidroxiapatita, en una consistencia de gel, llamado barrillo dentinario.

El barrillo dentinario es una capa porosa y permeable, que forma una barrera física, por lo cual debe ser removida para que exista adhesión.<sup>9</sup>

## 4. ADHESIVOS

La durabilidad a largo plazo de las restauraciones adhesivas es resultado de la unión entre los sistemas adhesivos y el material restaurador (adhesión).

Los adhesivos actuales han sido diseñados para promover la unión entre las resinas compuestas y tejidos duros dentales, proporcionando restauraciones más conservadoras.<sup>6</sup>

Dadas las necesidades del odontólogo se han promovido sistemas adhesivos de autograbado, ya que proporcionan una manipulación fácil y poca sensibilidad postoperatoria si se manipula de manera correcta. Sin embargo, independientemente de sus ventajas, se siguen estudiando y evaluando dichos adhesivos.<sup>8</sup>

Según Pashely y Tay de la Facultad de Odontología de Georgia, mencionan que los sistemas adhesivos contemporáneos emplean dos medios para lograr la retención micromecánica entre la resina y la dentina.

El primer método elimina por completo la capa de barrillo dentinario y desmineraliza la superficie de dentina por medio de quelantes y ácidos minerales, como parte del método es importante realizar un lavado para eliminar los residuos de ácido fosfórico, después se coloca el imprimador y adhesivo, por separado otra manera de aplicación es que después del enjuague se coloca el imprimador y el adhesivo en un solo paso para completar el protocolo de adhesión.

El segundo método utiliza el barrillo dentinario como un sustrato de unión, este tipo de sistemas adhesivos se conoce como adhesivos autograbables, estos se aplican sobre el barrillo dentinario y se dejan actuar por un determinado tiempo y no se enjuaga; todo esto con el objetivo de integrar el barrillo dentinario a la capa híbrida.<sup>12</sup> Fig. 1

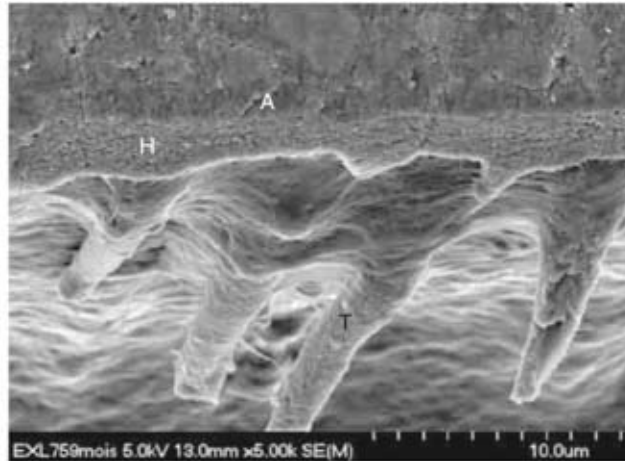


Fig. 1 CapaHíbrida

A= Adhesivo, H= Capa Híbrida, T= Tags de Resina <sup>9</sup>

Nakabayashi, dijo que la capa híbrida está formada por los tejidos duros desmineralizados, y que esta posteriormente es infiltrada por monómeros que se polimerizan. Esta capa híbrida es uno de los factores más importantes para el éxito de la adhesión. <sup>27</sup>

#### 4.1 MÉTODOS DE APLICACIÓN DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS

##### 4.1.1 ADHESIVOS DE GRABADO Y LAVADO (GRABADO TOTAL).

En el grabado y lavado se utiliza ácido fosfórico al 37%, durante 15 segundos en dentina y 20 segundos en esmalte, para remover todo el barrillo dentinario y este mismo desmineraliza la dentina más superficial removiendo los cristales de hidroxiapatita. Después de esto se aplica una mezcla de monómeros de resina (imprimador y adhesivo), disuelto en un solvente orgánico (agua, acetona, etanol), para que se infiltre dentro de la dentina previamente grabada.

Los monómeros de resina empapan los espacios llenos de agua entre las fibras de colágeno de la dentina adyacente y sustituyen a los cristales de hidroxiapatita que antes estaban ahí.

Esta infiltración tiene como resultado un tejido híbrido, compuesto por colágeno, resina, hidroxiapatita residual, residuos de agua, conocida como capa híbrida.<sup>9</sup>

#### 4.1.2 ADHESIVOS DE AUTOGRABADO.

Esta técnica se basa en la reducción y simplificación de tiempo en su aplicación.

Los adhesivos de autograbado no requieren de un paso de aplicación de ácido fosfórico por separado, ya que la condición de imprimación del esmalte y la dentina se realizan al tiempo de la infiltración y la disolución parcial de la capa del barrillo dentinario, formando así la capa híbrida que se forma con la mezcla de residuos del barrillo dentinario y la resina.<sup>9</sup>

Fig.2

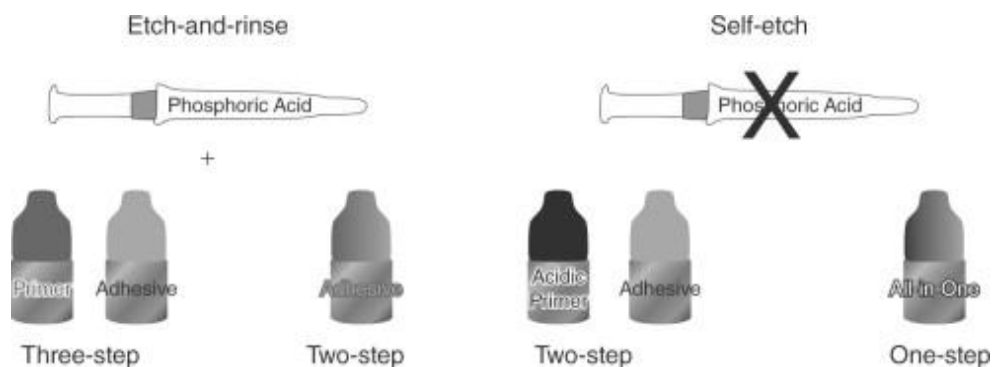


Fig. 2. Adhesivos de grabado-lavado y adhesivos de autograbado.<sup>9</sup>

El aumento de las concentraciones de monómeros ácidos en estos agentes permite que el imprimador o el adhesivo para grabar se infiltren en la dentina de forma simultánea, lo que promueve una traba mecánica.<sup>6</sup>

B. Vaan Meerbeeka, menciona que las características morfológicas de la interface adhesivo-diente, que crea el adhesivo autograbable, depende

del monómero ácido que contenga y como interactúa este con el tejido dental.

También menciona que dependiendo del pH de la solución del adhesivo autograbable, dependerá la profundidad de interacción con la superficie de la dentina. Adhesivos con un pH mayor a 2.5 llamados “ultra suave” crean microretenciones de aproximadamente 300 nanómetros, mientras que los que tienen un pH de 2, los “suaves”, tienen una interacción con una profundidad de 1  $\mu\text{m}$ ; los que tienen un pH entre 1 y 2, son llamados “medianamente fuertes”, y los llamados “fuertes” tienen un pH menor a 1.<sup>15</sup> Fig. 3.

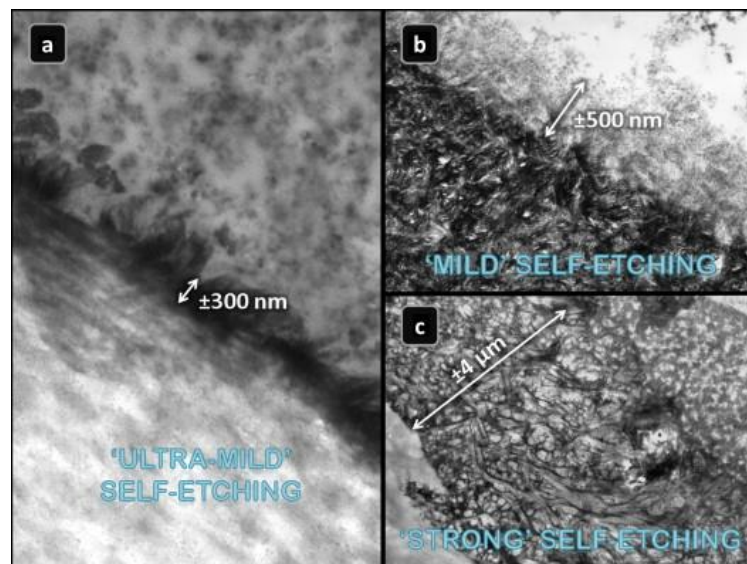


Fig. 3. Transmisión Fotomicrografías de microscopía electrónica (TEM)<sup>15</sup>

- a) Adhesivo ultra suave (pH >2.5) espesor de capa híbrida 300 nm.
- b) TEM de sección no desmineralizada.
- c) Adhesivos fuertes (pH <1) superficie totalmente desmineralizada.

## 4.2 CLASIFICACIÓN CRONOLÓGICA DE LOS ADHESIVOS

### 4.2.1 TERCERA GENERACIÓN.

Se basaba en el empleo de un grupo ácido que reaccionaba con iones  $\text{Ca}^{2+}$  y de un grupo metacrilato que polimerizaba las resinas sin relleno que se aplicaban antes de la colocación de la resina compuesta.

La fuerza de adhesión que presentaban estos sistemas oscilaban entre 9 y 18 MPa.

La tercera generación fue la primera en lograr adherencia no solamente a la estructura dental, si no, además, a metales y cerámica. La parte negativa de estos agentes de unión fue su corta duración. En varios estudios se constató que la adhesión de estos materiales empezaba a decrecer después de tres años en la boca, además de presentar altos niveles de sensibilidad posoperatoria.<sup>16,17</sup>

### 4.2.2 CUARTA GENERACIÓN

A comienzos de los años noventa los agentes de unión de cuarta generación transformaron a la Odontología, ya que presentaban una fuerza de unión a la dentina entre 17 y 25 MPa, y tenían menor sensibilidad posoperatoria en restauraciones oclusales posteriores.

Esta generación se caracteriza por el proceso de eliminación del lodo dentinario y la penetración del mismo en la interface dentina-resina reforzada (hibridación), que consiste en el reemplazo de la hidroxiapatita y el agua de la superficie dentinaria por resina. La resina en combinación con las fibras de colágeno remanente, constituye la capa híbrida.

La aplicación de imprimadores con monómeros hidrofílicos se utiliza para facilitar la penetración en la dentina libre de lodo dentinario y túbulos dentinarios abiertos, que permitía embeber una superficie entre 1 a 5 micras dentro de la dentina acondicionada para mantener la red de colágena abierta.<sup>1, 16,17</sup>

### 4.2.3 QUINTA GENERACIÓN

El objetivo de los sistemas de quinta generación fue consolidar la formación de la capa híbrida y la búsqueda de adhesión química, pero con la idea de simplificar la técnica.

La mayoría de estos sistemas, utilizaban el grabado o acondicionamiento total y el sistema en “una botella” que contiene el imprimador y la resina adhesiva juntos.

Estos adhesivos se basan en una compleja combinación de retención micromecánica que está dada por:

1. Penetración dentro de los túbulos dentinarios parcialmente abiertos.
2. Formación de una capa híbrida, en la que los monómeros hidrofílicos penetran y se polimerizan para crear una red de conexión con el entramado de fibras de colágeno desmineralizado.

Estos sistemas adhesivos se adhieren bien al esmalte y dentina, y lo más importante se caracteriza por tener un solo componente en un solo frasco.

Presentan una fuerza de adhesión de 20 a 25 MPa.<sup>1, 16,17</sup>

### 4.2.4 SEXTA GENERACIÓN

Mecanismo de acción sencillo, se integra una resina ácida que al ser aplicada en la dentina disuelve el barrillo dentinario y desmineraliza la dentina. Transcurridos 15 a 20 segundos, se desactiva la resina, debido a que los ácidos se neutralizan con los cristales de hidroxiapatita que ha mineralizado. El resultado de estos adhesivos es un tejido desmineralizado e infiltrado simultáneamente con el adhesivo.

Este sistema adhesivo integra el barrillo dentinario a la capa híbrida.

Este procedimiento se lleva a cabo por medio de dos componentes; con estos sistemas se alcanza una fuerza de adhesión de 18 a 23 MPa.<sup>1, 16,17</sup>



#### 4.2.5 SÉPTIMA GENERACIÓN

Los adhesivos de séptima generación son de un solo componente y un solo frasco. En los cuales la técnica ha sido simplificada, permitiendo mantener en solución los componentes de monómeros ácidos hidrofílicos, solventes orgánicos y agua, indispensables para la activación de la desmineralización de la dentina.

Se obtienen valores de fuerza de adhesión de 20 MPa según el fabricante con estos sistemas de séptima generación.

Entre las ventajas que posee, se encuentran la simplificación de pasos, disminución de la sensibilidad posoperatoria, desmineralización e infiltración simultánea de la resina, disminución en el tiempo de trabajo. Pero su mayor desventaja es que presenta baja resistencia de unión y alta nanofiltración, esto como resultado de su inestabilidad con el tiempo.<sup>1,</sup>

16,17

## 5. POLIMERIZACIÓN

Una molécula está formada por la unión de dos o más átomos.

Las moléculas pequeñas, que constituyen posteriormente una molécula mayor, se llaman monómeros (literalmente: mono = una, mero = parte). Y la molécula formada por la unión de muchos monómeros se llama polímero (literalmente poli = muchas, mero partes). El peso molecular de una molécula de polímero puede ser de 5,000 hasta 50, millones.<sup>19</sup> Fig. 4

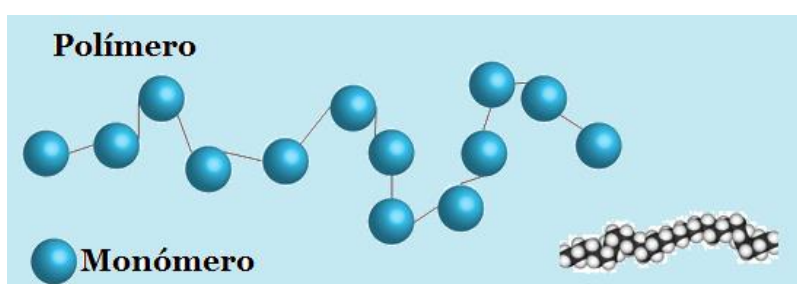


Fig. 4 Monómero y Polímero<sup>23</sup>

Los polímeros constituyen moléculas muy grandes y su estructura molecular es capaz de adoptar configuraciones y conformaciones ilimitadas. La longitud y entrecruzamiento de la cadena, la extensión de las ramificaciones y la organización de las cadenas determinan las características y propiedades de los polímeros.

La polimerización es la unión de moléculas iguales o diferentes que forman moléculas más grandes. Esta reacción rara vez produce macromoléculas lineales; es más frecuente que se formen polímeros ramificados o entrecruzados no lineales.

La ramificación de los polímeros se refiere a los brazos extra que crecen en una cadena de polímero; y los entrecruzamientos son conexiones permanentes entre las cadenas. Figuras. 5, 6,7

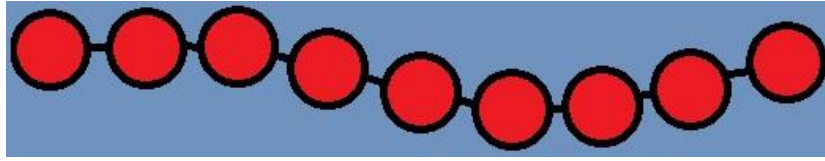


Fig. 5 Cadena de Monómero Lineal <sup>23</sup>

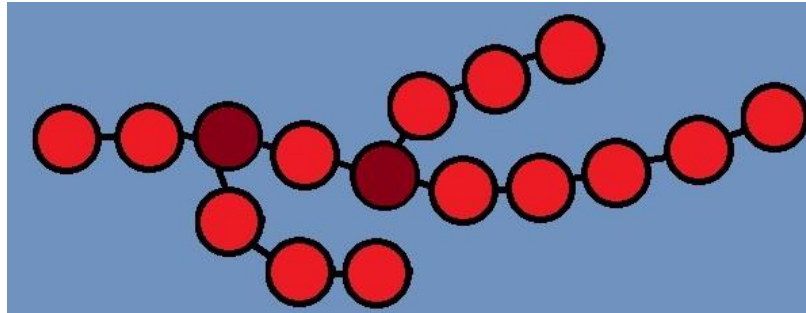


Fig. 6 Cadena de Monómero Ramificado <sup>23</sup>

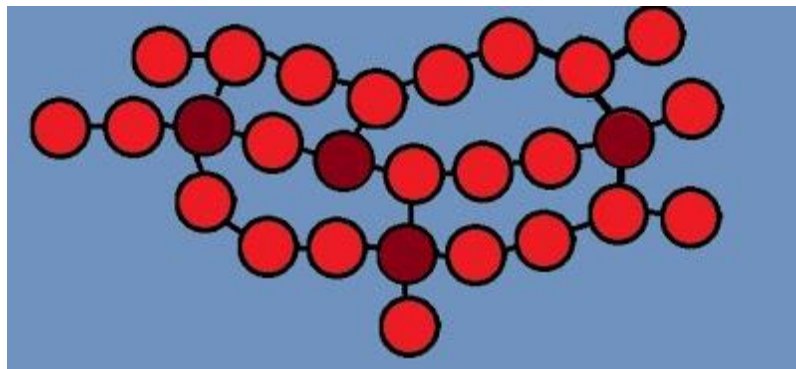


Fig. 7 Cadena de Monómero Reticulado <sup>23</sup>

Estructuras copolimericas.

- Homopolímeros: polímeros que solo tienen un tipo de unidad que se repite.
- Copolímeros: polímeros con dos o más tipos de unidades de monómeros.<sup>16</sup>

## 5.1 CARACTERÍSTICAS DE LOS POLÍMEROS

- ✓ Cuanto más larga sea la cadena, mayor será su peso molecular, y la disolución del polímero será lenta.
- ✓ Los polímeros tienden a absorber solventes, aumentar de tamaño y ablandarse, más que disolverse.
- ✓ El entrecruzamiento evita la separación total de la cadena y retrasa la disolución.
- ✓ Los cambios de temperatura, la composición, estructura y el peso molecular influyen en sus propiedades físicas.
- ✓ Cuanto mayor sea la temperatura, más blando y débil será el polímero.

Los monómeros pueden unirse por medio de uno o dos tipos de reacción:

- ❖ Polimerización de adición
- ❖ Polimerización de condensación o escalonada.

En la polimerización de adición, los monómeros se van uniendo uno a uno, hasta formar rápidamente una cadena, y se agoten todos los monómeros.

La polimerización de adición se da en cuatro etapas: inducción, propagación, transferencia de cadenas y terminación.

## 5.2 ETAPAS DE LA POLIMERIZACIÓN

Inducción.

Se lleva a cabo mediante dos procesos, la activación y la iniciación.

Para que comience la polimerización por adición se necesita una fuente de radicales libres (átomo o grupo que poseen un electrón impar), estos radicales libres se pueden generar por activación de las moléculas que producen los radicales que emplean una sustancia química, calor, luz visible o luz ultravioleta.

En la polimerización por adición debe haber un compuesto polimerizable que presente un grupo no saturado (doble enlace) y una fuente de radicales libres.

Los radicales libres están compuestos por electrones impares, y este tiene la capacidad de liberar electrones. Entonces cuando el radical libre y el electrón impar se acerca a un monómero con un doble enlace y con alta densidad de electrones; se extrae un electrón y se empareja con el electrón del radical libre, para formar un enlace entre la molécula del monómero y el radical; dejando al otro electrón del enlace doble desemparejado. En este momento se ha iniciado la reacción.

La inducción es el periodo durante el cual las moléculas se energizan y se rompen, formando radicales libres. Y estos radicales reaccionan con los monómeros e inician el crecimiento de la cadena.

Los procesos de polimerización útiles en las resinas, se activan mediante tres fuentes de energía: calor, sustancias químicas o luz.

La polimerización activada por luz, es un sistema en donde los fotones de luz, activan al iniciador para generar radicales libres que pueden iniciar la polimerización.

En un principio se utilizaba la luz ultravioleta, pero esta tenía efectos sobre la retina, tenía poca profundidad de penetración y pérdida de la intensidad de la fuente de luz ultravioleta con el paso del tiempo; por lo anterior se desarrollaron sistemas iniciadores activados con luz visible.

En los materiales que son fotocurados con luz visible, la canforoquinona y la amina orgánica, generan radicales libres que son irradiados por la luz en la zona azul-violeta, este tipo de luz tiene una longitud de onda de aproximadamente de 468 a 470 nm, y esta es necesaria para iniciar la reacción. Fig. 8

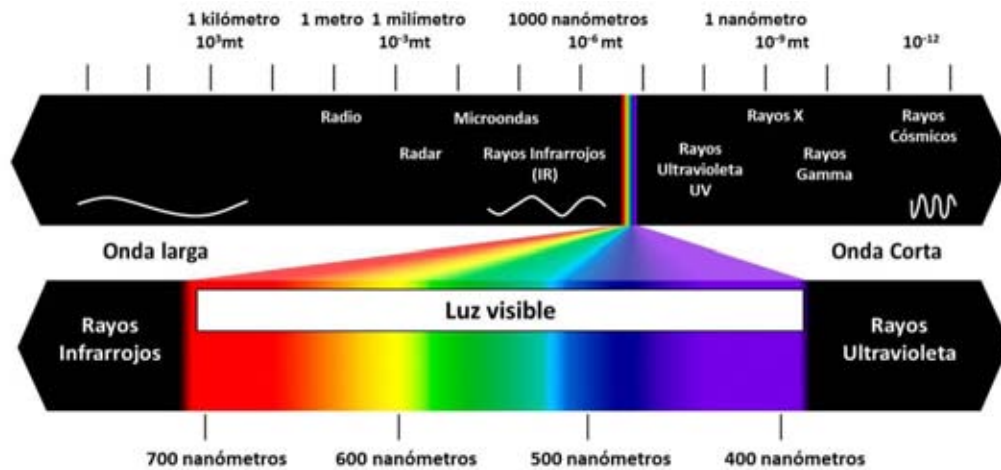


Fig.8 Espectro Electromagnético <sup>24</sup>

### Propagación.

Esta etapa es cuando se aproxima un monómero a otro para formar un dímero, el complejo monómero-radical libre resultante, actúa un nuevo centro de radicales.

La cadena formada por polímeros deja de crecer cuando se destruye el centro reactivo a causa de una de las posibles reacciones de terminación.

### Transferencia de Cadena.

En esta etapa se transfiere el radical libre activo de una cadena en crecimiento a otra molécula y se crea un nuevo radical libre que crecerá más.

### Terminación.

La terminación de la cadena puede concluir con el emparejamiento directo de los extremos de dos cadenas con radicales libres o al intercambiar un átomo de hidrógeno entre una cadena en crecimiento y otra. <sup>16</sup>

### 5.3 CONTRACCIÓN POR POLIMERIZACIÓN

La polimerización es la reacción química que al unir moléculas pequeñas se forma una macromolécula creando así cadenas o redes de polímero, antes de la polimerización las moléculas de monómero se encuentran a distancias intermoleculares de 0.3 a 0.4 nm, y cuando se polimerizan, la distancia entre las unidades de polímero es de sólo 0.15 nm; esto explica la contracción durante el proceso de polimerización.<sup>20</sup>

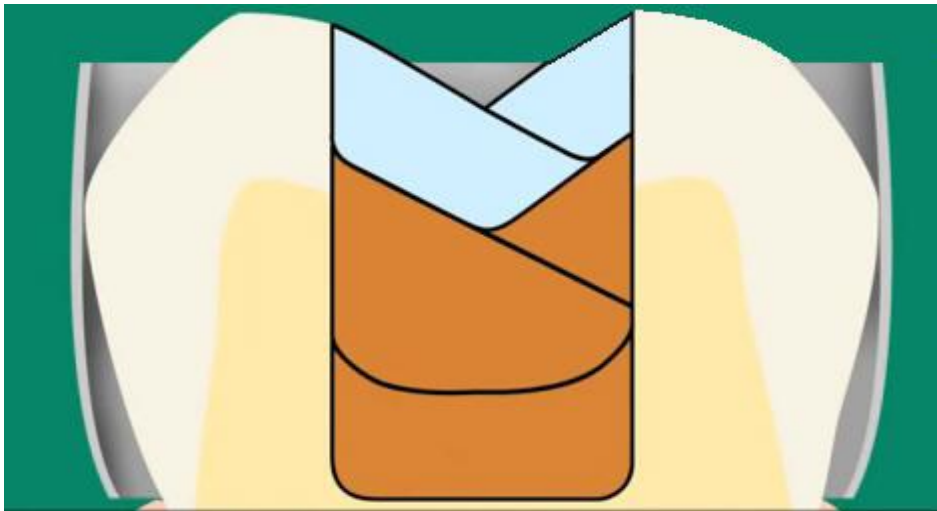
Las resinas, presentan del 2 al 4% de contracción volumétrica durante el proceso de polimerización. Esta contracción de polimerización crea tensiones de contracción en la restauración de resina, que pueden interrumpir el sellado marginal entre el compuesto y la estructura de los dientes. A pesar del desarrollo de nuevos agentes de unión a la dentina, ningún sistema es actualmente capaz de soportar consistentemente la formación de huecos en la interface dentina-restauración, debido a la tensión de contracción de polimerización.<sup>21</sup>

La magnitud de la contracción de polimerización influirá en la cantidad de las tensiones de contracción de polimerización, lo que finalmente influye en la calidad de las restauraciones de resina.<sup>20</sup>

Los factores que afectan la contracción de polimerización incluyen contenido de relleno de las resinas compuestas, las características de curado, sorción de agua, de configuración de la cavidad, y la intensidad de la luz utilizada para polimerizar la resina.

La polimerización que se recomienda universalmente son fuentes de luz de alta intensidad. Estas han mejorado la profundidad inmediata de fotopolimerización, propiedades mecánicas, estabilidad de color y solubilidad en agua de los materiales de la resina, pero también estas fuentes de luz de alta intensidad han sido relacionadas con los efectos de alta contracción por polimerización.<sup>22</sup>

Existen diversas técnicas que pueden ayudar a reducir el estrés que provoca la contracción polimérica. Estas pueden ser como la colocación en capas incrementales de resina, para minimizar el estrés entre paredes de la cavidad durante la polimerización y para reducir los esfuerzos de contracción mediante el uso secuencial de pequeños volúmenes de material. Fig. 9.



. Fig. 9. Capas de resina incrementales oblicuas <sup>28</sup>

Otro método para minimizar el estrés de contracción de polimerización es reducir la velocidad de polimerización, este método de fotocurado discontinuo comienza a polimerizar primero con una baja intensidad, dejando un lapso de reposo para que las moléculas tengan un reordenamiento, para después incrementar la potencia de la fuente de luz. Este último método puede explicar la reducción del estrés, debido al fenómeno de la gelificación, este se refiere al período durante la polimerización cuando la resina dental se transforma de una pasta viscosa en un rígido, sólido viscoelástico.

Siendo que la contracción de polimerización se puede dividir en dos etapas en relación con el desarrollo de módulo elástico durante esta



transformación. La contracción antes de la adquisición del módulo sustancial puede ser compensada por reordenamiento molecular de las cadenas poliméricas. Después de la transformación, la resina compuesta continúa desarrollando tensiones de contracción como la movilidad molecular se reduce debido al incremento de módulo elástico y el grado de conversión.<sup>21</sup>

El grado de conversión (GC), es la medida del porcentaje de enlaces doble Carbono-Carbono, que se convierten en sencillos cuando se forma la resina polimérica. A medida que aumenta el GC, aumenta la dureza y la resistencia al desgaste.<sup>16</sup>

Modulo elástico, es la relación entre carga y deformación, que se encuentra dentro del rango de elástico.<sup>13</sup>

Sin embargo, es posible que al introducir una pausa o retardo en la primera parte de la rutina de fotopolimerización, la fase temprana de bajo módulo puede ser prolongada, lo que permite tensiones en desarrollo para ser aliviados por el flujo de polímero y la deformación.<sup>21</sup>

Se debe tomar en cuenta que los tiempos de exposición cortos de alta intensidad provoca porcentajes de fraguado acelerado y puede haber más tensión residual, debido a que no hay suficiente tiempo para la relajación de la tensión que se generó.<sup>16</sup>

## 6. FOTOPOLIMERIZACIÓN

Las resinas actuales emplean un sistema iniciador fotosensible y una fuente lumínica de activación para la polimerización.

La polimerización se inicia cuando se alcanza una concentración de radicales libre; esto requiere un número determinado de fotones que deben ser absorbidos por el sistema iniciador, lo que está en dependencia directa con la longitud de onda, intensidad y tiempo de exposición.

Para obtener un fraguado máximo, es decir una conversión del 50 al 60% del monómero, se requiere una energía radiante de aproximadamente 16 Jouls (16,000 millijouls/cm<sup>2</sup>) para endurecer una capa de resina de 2 mm de grosor. Esto se consigue mediante la exposición de 40 segundos de una lámpara que emita 400mW/ cm<sup>2</sup> (40 segundos x 400mW/ cm<sup>2</sup> =16.000 mJ/cm<sup>2</sup> (16 J/cm<sup>2</sup>).<sup>16</sup>

En la actualidad el uso de resinas compuestas es un común denominador en los consultorios odontológicos. Por lo cual una buena manipulación en el empleo de los sistemas adhesivos, así como la aplicación de la resina compuesta es de vital importancia para el éxito de la restauración.

Sin embargo, un factor predisponente para que una restauración de resina compuesta sea exitosa es la fotopolimerización de la resina. Ya que el proceso de polimerización conlleva la desventaja de contracción de la resina compuesta, así como el estrés producido entre el sistema de unión y el tejido dental.

Las consecuencias que podrían resultar de la contracción y el estrés por la polimerización son, fisuras en esmalte y dentina, sensibilidad posoperatoria, pigmentación marginal y caries secundaria.<sup>18</sup> Fig. 10

La fotopolimerización es conocida por la influencia en las propiedades de los materiales a base de resina. Sin embargo, la relación entre los procesos de polimerización y propiedades de la resina dental son complicados, dado que varios factores pueden modificar las propiedades mecánicas de los componentes de resina.<sup>6</sup>

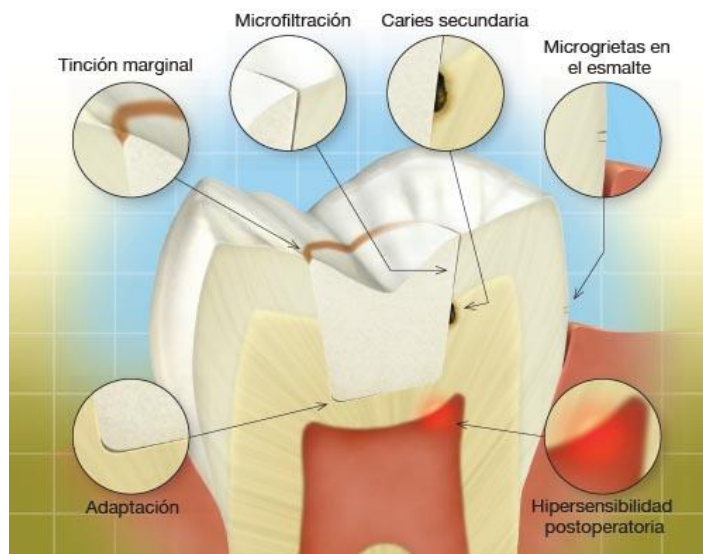


Fig. 10. Consecuencias que podrían resultar de la contracción y el estrés por la polimerización. <sup>29</sup>

Independientemente de la estrategia de adhesión, los sistemas adhesivos, cuentan con la activación por luz, que activa la transformación de monómeros en polímeros. <sup>6</sup>

La conversión del monómero después de la polimerización de los materiales fotopolimerizables afecta a diversas propiedades mecánicas, tales como resistencia a la tracción, compresión, flexión, módulo elástico, desgaste, y dureza. <sup>6</sup>

El rendimiento de las lámparas de fotocurado y el grado de polimerización en relación con la intensidad de la luz, el tiempo de irradiación, el tamaño, la distancia y orientación de la punta de la fuente, tono, espesor de la capa y la composición del material han sido evaluadas por varios investigadores.

Según Althoff y Hartung, la eficiencia de las unidades de luz de curado en la polimerización, depende tanto de la intensidad y el tiempo de foto-iniciación.

Cuando se desea un curado adecuado en un tiempo corto, se requiere una mayor intensidad. Una mayor intensidad también significa una mayor tensión de contracción de polimerización en la interface diente-restauración, dando como resultado una mayor microfiltración.<sup>20</sup>

Según B.-S Lim, en su artículo *Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation*, señala que en base a estudios sobre el fotocurado, dependiendo la profundidad y las propiedades físicas de la resina, se recomienda fotopolimerizar con intensidad alta, pero también hay que tener en cuenta el efecto negativo de la luz de alta intensidad en el aumento de la contracción.

Las altas intensidades de luz iniciales, hacen que las resinas se someten a una reacción de polimerización inmediata y se solidifican rápidamente y su porcentaje de contracción es mayor durante los primeros 30 a 40 segundos de la reacción de polimerización.

En las técnicas donde se utilizan luces con intensidad baja se producen porcentajes reducidos de polimerización y brindan más tiempo a reordenamientos moleculares, disminuyendo el estrés de contracción por polimerización. Se cree que la parte principal de la reducción del estrés ocurre durante los primeros dos minutos después de la polimerización suave con la luz de menor intensidad, durante este período, el grado de conversión alcanza aproximadamente 50% de la obtenida después de la segunda exposición de alta intensidad.<sup>21</sup>

El grado conversión es limitado porque la velocidad de la reacción de polimerización se relaciona con la intensidad de luz.<sup>21</sup>

Joseph Dennisonm de la Escuela de Odontología de la Universidad de Michigan menciona que independientemente de la controversia que existe sobre el mejor método para curar, ya sea con alta intensidad o con la técnica de rampa de una fuente de luz; en su estudio demostró que el curado con baja intensidad, reduce la contracción de polimerización sin comprometer la profundidad de curado.<sup>22</sup>

## 7. LÁMPARAS LED

La tecnología de fotocurado ha avanzado con la introducción de alta intensidad (600-1000 mW / cm<sup>2</sup>) luces halógenas de tungsteno (QTH) y diodos emisores de luz (LEDs). Algunos factores, tales como la intensidad de la luz y el espectro de longitud de onda, también pueden influir en la eficacia del proceso de polimerización. <sup>6</sup>

Hasta hace unos años se utilizaba lámparas QTH (Quartz-tungsten-halogen), estas funcionaban con una intensidad de luz de 400 a 800 mW/cm<sup>2</sup> y el tiempo de exposición de curado era de 40 segundos. <sup>14</sup>

Estas lámparas QTH emiten luz cuando el filamento de tungsteno se calienta a altas temperaturas, estas funcionan en un amplio espectro de longitudes de onda entre 400 y 500 nm; las desventajas de estas lámparas son el sobrecalentamiento y la degradación del filtro de la lámpara, siendo estos factores predisponentes en la reducción de la eficacia de las unidades de luz curado (LCU). A pesar del uso de filtros muestran un espectro de absorción complejo que falla para envolver completamente los espectros de absorción de la canforoquinona. <sup>14, 25</sup>

La luz de una lámpara de polimerización halógeno es producida por una corriente eléctrica que fluye a través de un filamento de tungsteno delgada. Cuando se calienta por la corriente a temperaturas de aproximadamente 3000 ° K, se vuelve incandescente y emite radiación electromagnética en forma de luz visible, así como una gran cantidad de radiación infrarroja. La luz emitida no es selectiva, por lo tanto, cuando la luz azul se desprende, el resto del espectro no se utiliza y tiene que ser filtrados. Debido a que el filamento genera altas temperaturas. La luz de curado tiene que ser enfriado por un ventilador que libera el flujo de aire a través de ranuras en la carcasa. Esta característica hace que la pieza de mano se vuelva pesada y ruidosa, y las ranuras pueden hacer que sea difícil para la desinfección. <sup>30</sup>

En 1995 se introdujo el diodo emisor de luz (LED) para la polimerización de materiales adhesivos fotopolimerizable para cubrir las deficiencias que tenían las lámparas QTH. La tecnología LED se ha establecido como una fuente alternativa para curar materiales de restauración dental para superar los problemas inherentes a las unidades de luz de halógeno.

Entre las características que proveen los LED es que consumen poca energía, no requieren filtros para producir luz azul, son resistentes a los golpes y vibraciones y tienen una vida útil de 10,000 horas.<sup>6, 14</sup>

La salida espectral de LEDs azules de nitruro de galio cae dentro del espectro de absorción de un fotoiniciador canforquinona (400-500 nm) de tal manera que no se requieren filtros, debido al proceso de emisión bien definido y la reducción de la generación de calor a partir de longitudes de onda de luz no deseados son generados.<sup>25</sup>

Las lámparas LED contienen un sistema semiconductor, el nitruro de galio, este forma la base para la emisión de azul, y es así que provee de alta eficiencia.

En LEDs, se aplica un voltaje a través de las uniones de dos semiconductores dopados (n dopado y dopado p-), lo que resulta en la generación y emisión de luz en un rango de longitud de onda específica. Mediante el control de la composición química de la combinación de semiconductores, se puede controlar el rango de longitud de onda.

Las lámparas de polimerización LED usan LEDs que producen un estrecho espectro de luz azul en el intervalo de 400 a 500 nm (con una longitud de onda máxima de aproximadamente 460 nm), que es el rango de energía útil para la activación de la molécula de canforoquinona más comúnmente utilizado para iniciar la fotopolimerización de monómeros dentales.

Lámparas de polimerización LED son de peso ligero, portátil y altamente eficiente y tienen una vida muy larga. Dado que se emite una banda estrecha de la luz, no hay necesidad de sistemas de filtro. Porque no hay emisión infrarroja, las lámparas de polimerización tienen bajas cantidades de desperdicio de energía, dando lugar a la generación de calor mínimo,

lo que evita la necesidad de ventiladores de refrigeración. El consumo de energía de polimerización LED es bajo. La salida de luz es constante, no hay que cambiar la bombilla y la vida útil es larga. Se han realizado estudios para demostrar el potencial de la tecnología LED azul para el curado de las resinas.

Las versiones anteriores de LEDs azules fueron bajas en intensidad y requerían el uso de un gran número de LEDs para proporcionar un rendimiento adecuado.

En 1996, Fujibayashi y colegas, reportaron el uso de 61 LEDs para lograr la curación adecuada de resinas.

Mills y sus colegas, necesitaban 26 LEDs de hacer lo mismo en su estudio de 1999. En su informe de 2002 sobre la polimerización de un híbrido y un compuesto a base de resina con microrrelleno utilizando dos unidades comerciales LED fotopolimerizables (LumaCure, Lumalite, Spring Valley, Calif., Y Versalux, Centrix, Shelton, Conn.). Fig. 11

Desde entonces, marcadas mejoras en la tecnología LED han resultado en el desarrollo de varios tipos de unidades de luz de curado LED comerciales que han mejorado la intensidad de salida, lo que resulta en una profundidad de curado, equivalente a la de las luces halógenas convencionales a aproximadamente el mismo período de exposición a la luz.

Uhl y colaboradores, demostraron que una fotopolimerización LED unidad Elipar FreeLight (3M ESPE, St. Paul, Minn), tenía un arsenal de 19 LEDs en su primera versión representa una alternativa viable a unidades de halógeno fotopolimerizable para la polimerización de luz de resinas, ya que genera un aumento de la temperatura generalmente más bajos dentro de las resinas. Estas versiones anteriores de unidades de luz de curado LED tuvieron intensidades de hasta 400 milivatios por centímetro cuadrado.

Otros avances en la tecnología han hecho posible que los fabricantes a producir de alta potencia, (HP), luces LED. Una serie de luces LED HP han comercializado recientemente que pretende reducir los tiempos de

curado. Para lograr esta reducción en los tiempos de curado, esta nueva generación de lámparas de polimerización han incorporado los últimos avances en los LED HP para que sean capaces de ofrecer una intensidad de potencia de alrededor de  $1,000 \text{ mW} / \text{cm}^2$ . Dado que la totalidad de la salida espectral de los LED se concentra en la gama de longitud de onda azul, de curado más eficiente debería ser posible con la HP de luces LED, lo que resulta en una reducción del tiempo de curado en comparación con las primeras luces LED y lámparas halógenas convencionales. Por lo tanto, serían comparables a HP o de alta intensidad de luz de curado halógeno. Al mismo tiempo, son ligeros y portátiles y tienen una vida muy larga, como el LED de fotocurado de primera generación.<sup>30</sup>

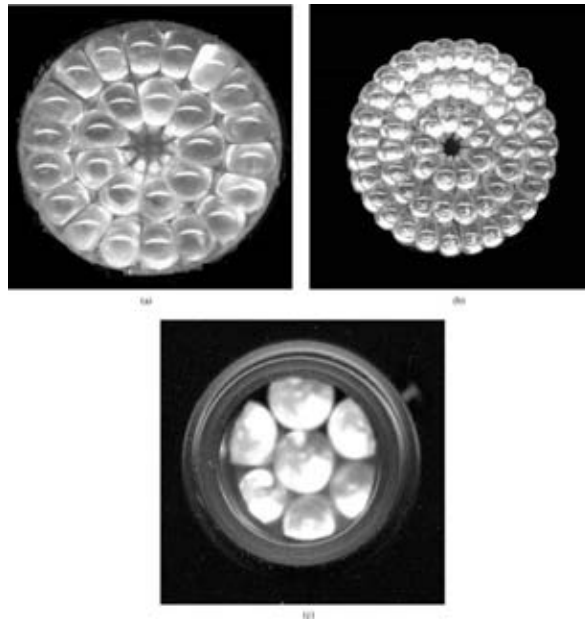


Fig. 11 Matrices de LED de la LCU LED. (A) LED LCU 1 matriz con 27 LEDs y un diámetro gama de 15 mm, (b) LED LCU 2 matriz con 54 LEDs y un diámetro gama de 21 mm, (c) conjunto LuxOMax LED LCU con 7 LEDs y un diámetro ae 14 mm.<sup>31</sup>



## 8. MICROFILTRACIÓN

Cuando se restaura parte de un órgano dental, puede presentarse una separación entre el tejido del diente y el material de restauración; esta puede crearse por solubilidad y desgaste del material restaurador o por la diferencia en el coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios y del material de reconstrucción.

Cuando los fluidos presentes en la cavidad bucal penetran por esta separación, se da el fenómeno de microfiltración.<sup>13</sup>

Las técnicas actuales de restauración, se basan en propiedades adhesivas de materiales a base de resina; los investigadores buscan mejorar la capacidad de sellado y adhesión de los adhesivos dentales.

A pesar de las mejoras de los sistemas adhesivos, la interface sigue siendo el área más susceptible a decoloraciones marginales, mal sellado marginal, y la pérdida de retención de las restauraciones.

Varios estudios han revelado una excelente efectividad de la adhesión inmediata y de corto plazo de los adhesivos dentales, la durabilidad y la estabilidad de las interfaces en la dentina creados por algunos sistemas de adhesión siguen siendo cuestionables a largo plazo (6 meses).<sup>5</sup>

La técnica de grabado total y el uso de adhesivos han generado un sellado de la interface entre el diente y la resina, disminuyendo la microfiltración.<sup>8</sup>

Según El Sayed de la Facultad de Odontología de la Universidad de Tanta, en Egipto menciona que el disolvente después de haber cumplido su función, debe ser eliminado, ya que si no se volatiza, los residuos pueden interferir en la interface entre el adhesivo, diente y la resina, así puede interferir en la fotopolimerización de la resina. Por lo cual es microfiltración y así la restauración tenga adhesión.

Además el mismo autor menciona que la adhesión se ve comprometida por la absorción de agua a largo plazo, siendo este un factor predisponente para el aumento de la interface entre el adhesivo, diente y restauración.<sup>8</sup>

Fernanda Calabró Calheiros de la Universidad de Sao Paulo del Departamento de Biomateriales Bioquímica Oral y cols., realizaron un estudio donde evaluaron la influencia de la exposición radiante en el estrés de polimerización y la microfiltración de restauraciones compuestas utilizando dos sistemas adhesivos (grabado-lavado y autograbado)

Para realizar la evaluación de la microfiltración utilizaron 120 incisivos bovinos, se realizaron cavidades y se restauraron con los adhesivos de grabado y lavado, y con el de autograbado con una intensidad de 3, 6, 12 y 24 Jouls/cm<sup>2</sup>, se obturaron con resina y se pulieron. Posteriormente fueron recubiertas con dos capas de esmalte de uñas, a excepción de una amplia área de 1 mm alrededor de los márgenes. Después de 48 horas de almacenamiento en agua destilada a 37°C, los dientes se sumergieron en solución de nitrato de plata al 50% durante 2 horas y después por 6 horas se sumergieron en solución de revelado radiográfico bajo luz fluorescente, se enjuagaron y se seccionaron los dientes dos veces, perpendicularmente, a través de los diámetros de la restauración con un disco de diamante refrigerado por agua.

Después se analizó la interface en un microscopio estereoscópico y se registró el número de superficies que muestran la penetración del colorante, así como el valor más alto de microfiltración en milímetros.

Los resultados obtenidos fueron que, se aumentó la tensión de polimerización con el uso de altas exposiciones radiantes, y que el efecto de la exposición radiante en la microfiltración dependía del sistema adhesivo utilizado.<sup>26</sup>

Joseph Dennison en su artículo Effect of variable light intensity on composite shrinkage, dice que la creciente popularidad de los materiales fotopolimerizables poseen varias ventajas como su excelente estética, biocompatibilidad, y capacidad para cumplir con las normas de resistencia al desgaste en el área de contacto crítico. Pero la contracción por polimerización es todavía una limitación crítica de las resinas. Ningún adhesivo dentinario aún es capaz de contrarrestar completamente la

formación de espacios de contracción entre las paredes de la cavidad y la restauración. El estrés de contracción puede causar problemas clínicos tales como dolor postoperatorio, fractura del diente, y la discontinuación marginal que puede resultar en la microfiltración y la caries secundaria.<sup>22</sup>

Para estudiar la microfiltración Fleming y cols. de la Unidad de Ciencias Materiales de la División de Biociencias Orales de la Escuela y Hospital de Dublin, realizó un estudio mediante la evaluación del margen cavo-superficial de la dentina cervical, para evaluar la microfiltración gingival; este estudio se llevó en 40 dientes extraídos que fueron restaurados con diferentes resinas y fotocurado con dos tipos de lámparas, una QTH ( $740 \pm 29 \text{ mW/cm}^2$ ) y una lámpara LED ( $900 \pm 49 \text{ mW/cm}^2$ ).

Una vez que fueron restaurados, sellaron los ápices con cera pegajosa y toda la superficie se selló con barniz de uñas, con la excepción de una banda de 1 mm alrededor de los márgenes de cada restauración. Posteriormente los dientes tuvieron un proceso de termociclado con dos temperaturas a  $4 \pm 1$  y  $65 \pm 1$  ° C, los dientes restaurados se sumergieron durante 10 segundos con una transferencia de 25 durante el tiempo equivalente de 500 ciclos.

El termociclado simula la introducción de frío y calor dentro de la cavidad oral y muestra la relación del coeficiente de expansión térmica lineal entre el diente y la restauración.<sup>8</sup>

Anusavice, define el coeficiente de expansión térmica como el cambio en la longitud por unidad de la longitud original de un material, esto se da cuando se aumenta la temperatura 1°K. Las unidades del coeficiente de expansión térmica ( $\alpha$ ) pueden expresarse en unidades de  $\mu\text{m/m } ^\circ\text{K}$  o  $\text{ppm}/^\circ\text{K}$ .<sup>16</sup>

La medida en la que cambia el volumen de un cuerpo al modificar su temperatura se conoce como coeficiente de expansión térmica.

La disminución de la temperatura hará que los materiales se contraigan, y el aumento, que se dilaten.<sup>13</sup>

En la siguiente tabla se muestran valores del coeficiente de expansión térmica de algunos materiales y de los tejidos dentales. Tabla 1

MATERIAL	$\alpha$ (ppm $k^{-1}$ )	$\alpha$ material/ $\alpha$ esmalte dental.
Esmalte	11,4	1,00
Dentina	8,3	0,75
Composite	14-50	1,2-4,4
Amalgama	25	2,19

Tabla 1. Coeficiente de expansión térmica <sup>16</sup>

Después los dientes se sumergieron en un colorante de fucsina al 0,2% durante 24 horas y luego realizaron cortes a través de cada diente restaurado sagitalmente en un plano mesio-distal usando una sierra de corte de diamante (Struers, Glasgow, Escocia). Las restauraciones de sección se examinan bajo un estereomicroscopio (Wild M3C, Heerburg, Suiza) a 25 × magnificación y se registró la extensión de la microfiltración cervical. En consecuencia el grado de microfiltración margen cervical se anotó

0 = no hay evidencia de penetración del colorante.

1 = penetración de tinte superficial.

2 = penetración del colorante a lo largo del piso gingival y hasta la pared axial.

3 = penetración de tinte a lo largo de la pared axial y en todo el piso pulpar.

4 = penetración de tinte en la cámara de la pulpa desde el piso pulpar.

4 \* = penetración de tinte en la cámara de la pulpa de la pared axial.

Los datos de la microfiltración resultante se analizó utilizando un una forma no paramétrica ANOVA (Kruskal-Wallis) y Mann-Whitney *U*-test, los resultados obtenidos fue que la Fotopolimerizacion con lámpara LED produce un mayor porcentaje de microfiltracion que la lámpara QTH. <sup>25</sup>

## 9. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad, las necesidades del odontólogo han motivado a los investigadores y casas comerciales a desarrollar nuevos sistemas adhesivos para lograr éxito en la fijación más duradera de las restauraciones de resina con el diente, disminuyendo el tiempo de trabajo de trabajo, así como preservar el mayor tejido dentario.

También se ha desarrollado nueva tecnología en cuanto a las lámparas (LED), que son indispensables en la polimerización de los materiales restauradores, acortando los tiempos de polimerización con aumento de la potencia de dichas lámparas siendo estas un factor determinante para el éxito de las restauraciones adhesivas.

Tomando en cuenta estos dos elementos, el sistema adhesivo y la potencia de la lámpara LED, nos planteamos la siguiente pregunta de investigación

¿Qué influencia tiene la potencia de lámpara LED en dientes con adhesivo de quinta generación en la microfiltración de resinas compuestas -órganos dentarios?

## 10. JUSTIFICACIÓN

Por lo anterior el propósito de este estudio fue evaluar la influencia de la potencia de lámpara LED en la microfiltración de dientes con un adhesivo de quinta generación.

Ya que frecuentemente el uso de las resinas compuestas se coloca de manera errónea, así como el desconocimiento de la potencia que poseen las lámparas que utilizamos, es un conjunto de factores que predisponen al fracaso de las restauraciones de resina compuesta.

## 11. OBJETIVOS

### 11.1 GENERAL

- ✓ Determinar la microfiltración empleando adhesivos de quinta generación polimerizando con dos diferentes potencias de lámpara LED.

### 11.2 ESPECÍFICO

- ✓ Valorar la microfiltración que existe en los dientes con adhesivo de quinta generación fotopolimerizado con baja potencia. (400mW/cm<sup>2</sup>)
- ✓ Valorar la microfiltración que existe en los dientes con adhesivo de quinta generación fotopolimerizado con alta potencia. (800mW/cm<sup>2</sup>)
- ✓ Comparar los resultados de la microfiltración de los dientes con adhesivo de quinta generación fotopolimerizado con baja y alta potencia.

## 12. HIPÓTESIS

### 12.1 TRABAJO

Las obturaciones con adhesivos de quinta generación que fueron polimerizados con una lámpara LED de alta potencia tendrán menor porcentaje de microfiltración.

### 12.2 NULA

Las obturaciones con adhesivos de quinta generación que fueron polimerizados con una lámpara LED de alta potencia no tendrán menor porcentaje de microfiltración.



## 13. METODOLOGÍA

13.1 TIPO DE ESTUDIO: Experimental, Observacional.

### 13.2 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Terceros molares extraídos con las siguientes características:

- Dientes con no más de 6 meses de extracción
- Dientes hidratados y en refrigeración
- Dientes con corona completa
- Dientes que no presenten traumatismos
- Dientes que no presenten fracturas en esmalte y/o dentina
- Dientes con alguna obturación

### 13.3 CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

Todos aquellos terceros molares que no se incluyen en los criterios de inclusión.

## 13.4 VARIABLES

### 13.4.1 DEPENDIENTES

- Potencia de lámpara LED
- Microfiltración

### 13.4.2 INDEPENDIENTES

- Adhesivos de quinta generación

### 13.5 MATERIAL

- Adhesivo Optibond S
- Resina Herculite classic
- Acrílico autocurable
- Monómero
- 2 reglas de 12.5 cm
- Esmalte de uñas

### 13.6 INSTRUMENTAL

- Pieza de mano alta velocidad
- Fresas diamante de pera
- Espátula de resinas
- Lentes de protección para fotopolimerizar

### 13.7 EQUIPO

- Lámpara de fotopolimerizar Bluephase N M – LED for all occasions
- Lámpara de fotopolimerizar Bluephase C8 de Ivoclar Vivadent
- Estufa de temperatura (marca FELISA)
- Termociclador (desarrollado en el Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la DEPEI de la Facultad de Odontología de la UNAM.
- Paralelizador
- Microscopio estereoscópico (marca LOMO)

## 13.8 UNIVERSO DE TRABAJO

10 terceros molares extraídos divididos en dos grupos:

1. 10 preparaciones en cara mesial con aplicación de adhesivo de quinta generación fotopolimerizadas con alta potencia (800 mW/cm<sup>2</sup>)
2. 10 preparaciones en cara distal con aplicación de adhesivo de quinta generación fotopolimerizadas con baja potencia (400 mW/cm<sup>2</sup>)

## 13.9 MÉTODO

### Preparación de muestras.

En los 10 terceros molares extraídos, se realizaron preparación de cavidades por caras proximales, por ocluso-cervical, con una profundidad de 2 mm, vestíbulo-lingual o palatino 2 mm y mesio -distal 3 mm. Fig. 12



Figura 12. Preparación de cavidades

### Obturación de caras mesiales

Una vez realizadas las cavidades de caras mesiales se obturaron colocando primeramente el adhesivo Optibond S (Kerr) el cual se froto 10 segundos sobre la superficie dentaria y con una jeringa triple se aplicó aire para volatizar el solvente, después se fotopolimerizó el adhesivo durante 10 segundos, por mesial con alta potencia ( $800\text{mW}/\text{cm}^2$ ).

Cabe mencionar que primero se realizaron las obturaciones por caras mesiales, con potencia alta, para no alterar la polimerización del adhesivo de las caras distales fotopolimerizadas con una potencia baja.

Posteriormente se obturo con resina Herculite (Kerr), de una forma oblicua, con capas de 2mm de grosor, hasta llenar la cavidad. Figuras. 13, 14, 15,16.



Figs. 13,14. Aplicación de adhesivo y aire para volatizar solvente.

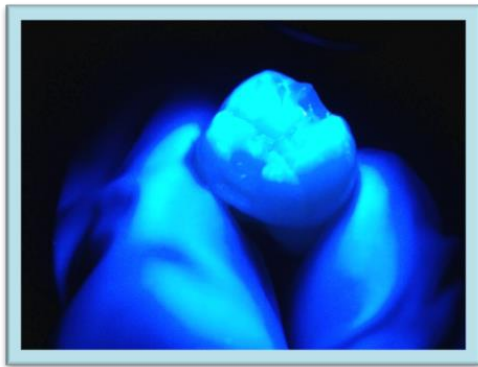


Figura 15.  
Fotopolimerización del  
adhesivo, cara mesial.



Figura 16. Radiómetro  
Alta potencia 800 mW/cm<sup>2</sup>

## Obturación de caras distales

Una vez realizadas las cavidades de caras distales se obturaron colocando primeramente el adhesivo Optibond S (Kerr) el cual se froto 10 segundos sobre la superficie dentaria y con una jeringa triple se aplicó aire para volatizar el solvente, después se fotopolimerizó el adhesivo durante 10 segundos, por distal con baja potencia ( $400\text{mW}/\text{cm}^2$ ).

Posteriormente se obturo con resina Herculite (Kerr), de una forma oblicua, con capas de 2mm de grosor, hasta llenar la cavidad. Figuras. 17, 18, 19,20.



Figs. 17, 18. Aplicación de adhesivo y aire para volatizar solvente.



Figura 19.  
Fotopolimerización del  
adhesivo, cara distal.

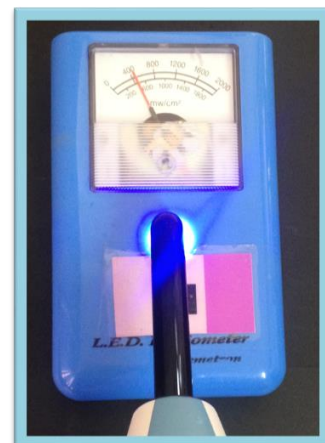


Figura 20. Radiómetro  
Baja potencia  $400\text{ mW}/\text{cm}^2$

Una vez obturados los molares se colocaron en un horno marca Felisa a una temperatura de 37°C, y humedad absoluta, durante 24 horas. Fig. 21



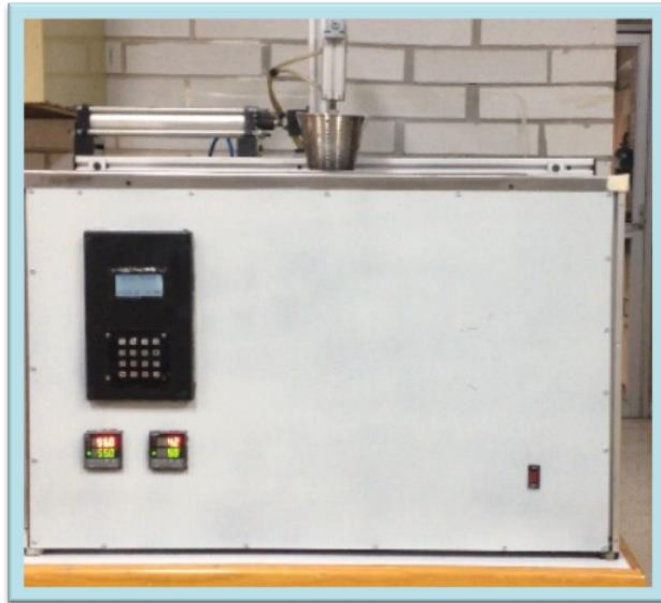
Figura 21. Estufa de temperatura 37°C.  
Marca Felisa.

Posteriormente los dientes llevaron un proceso de termociclado, para simular los cambios de temperatura que sufren en cavidad oral, cuando los pacientes ingieren fluidos fríos y calientes.

Se realizaron 500 ciclos, alternando dos temperaturas, a 5°C y a 55°C, este proceso tuvo una duración de 8 horas, simulando una permanencia de la restauración en boca aproximadamente de 3 años.

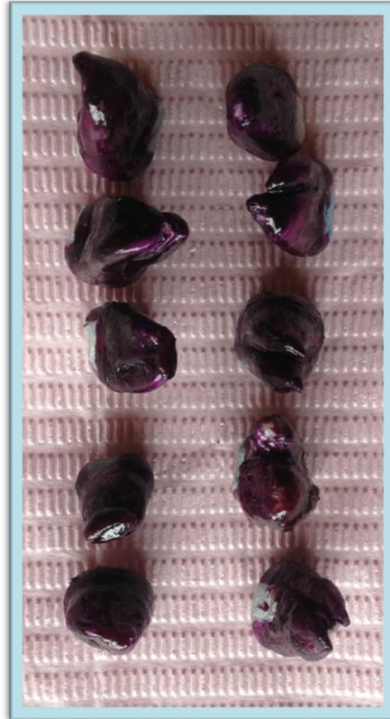
Figuras 22, 23, 24.





- Figs. 22, 23,24. Termociclador desarrollado en el Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la DEPEI de la Facultad de Odontología de la UNAM.

Finalizado el termociclado, los molares se secaron y se cubrieron con esmalte de uñas 1 mm alrededor de las obturaciones con resina. Figuras. 25, 26.



Figuras 25 y 26. Esmalte de uñas en la periferia de las obturaciones.

Al estar secos los dientes, se dejaron embebidos solamente las coronas clínicas en azul de metileno al 2%, durante 24 horas. Fig. 27.

Transcurridas las 24 horas, se lavaron vigorosamente con agua y cepillo.

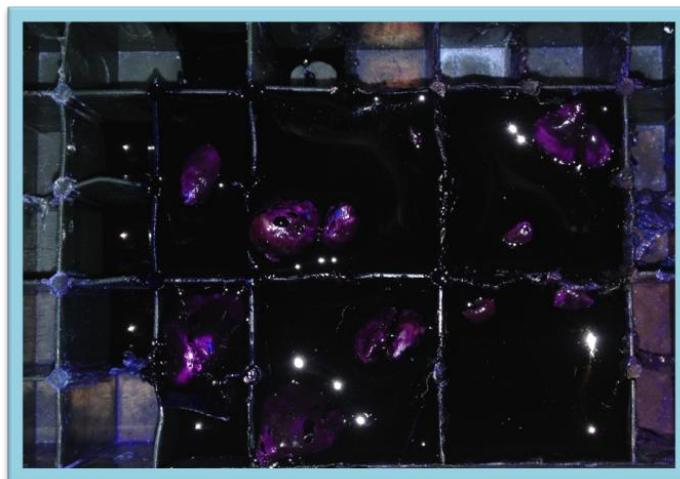


Figura 27. Dientes embebidos en azul de metileno al 3%.

Posteriormente se fijaron los dientes en reglas de 12.5 cm de largo, por la parte radicular, con la ayuda delacrílico autocurable y monómero, en sentido vertical. Fig. 28

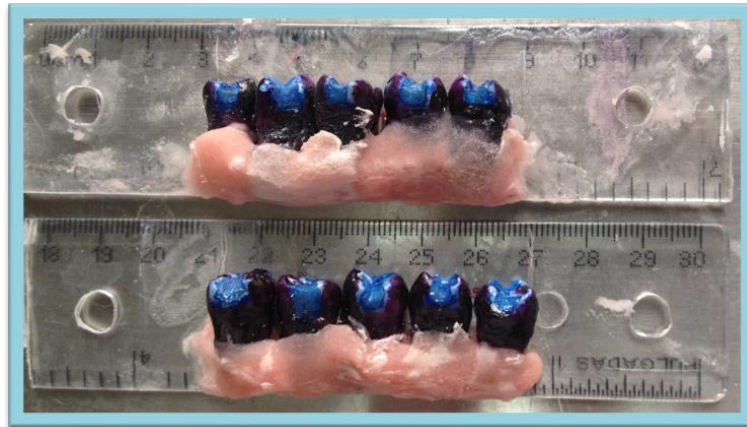


Fig. 28. Dientes montados en reglas.

Fijados los dientes se colocaron en la recortadora, y se realizaron cortes sagitales en los 10 dientes. Figuras. 29, 30.



Fig.29. Recortadora.



Figura 20. Dientes recortados.

Posteriormente se midió la microfiltración en un Microscopio estereoscópico (marca LOMO), que posee un ocular de medición, con una aproximación de 25 micras. Figuras 31- 35.



Fig. 31. Microscopio estereoscópico (marca LOMO)



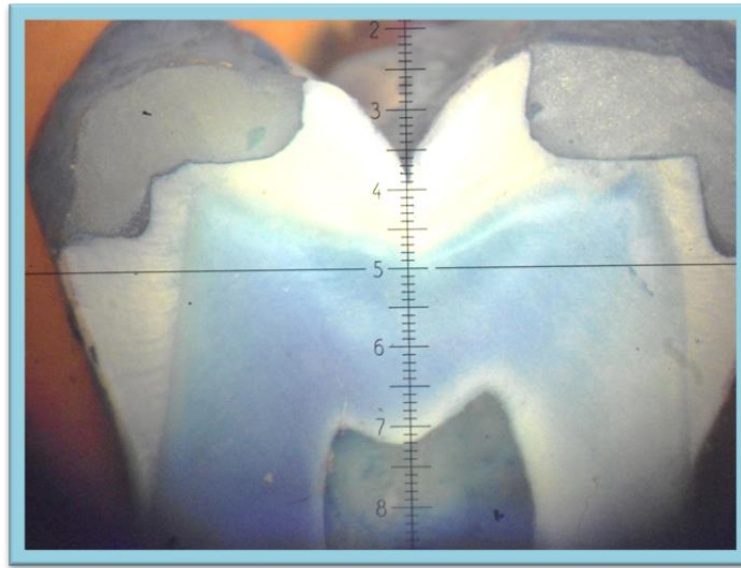


Fig. 32. Corte sagital, donde se observa microfiltración en caras proximales.



Fig. 33  
Microfiltración en cara distal.

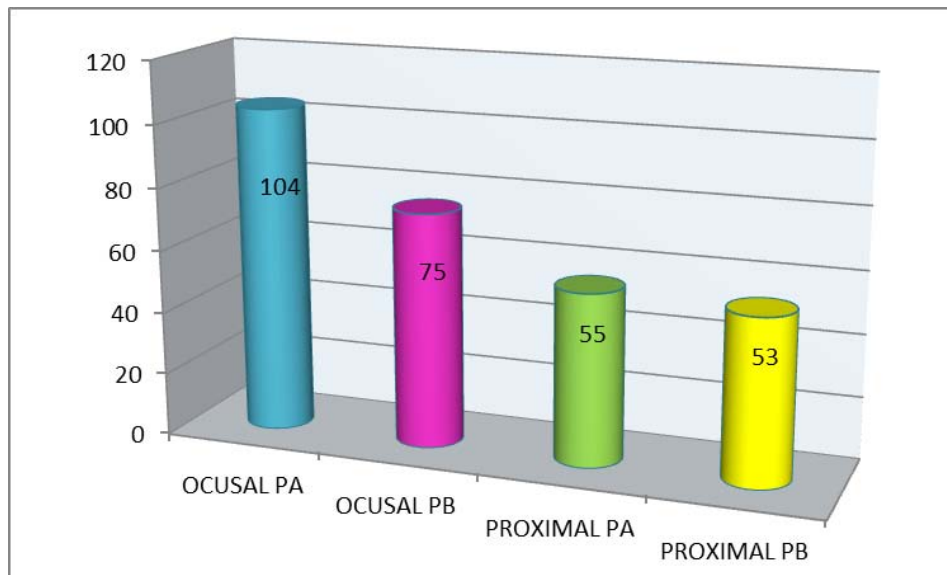


Fig. 34. Microfiltración en cara mesial.

## 14. RESULTADOS

Los resultados que se obtuvieron fueron analizados estadísticamente con análisis de varianza (ANOVA de una vía) y se compararon los grupos con un Post Ho (TUKEY).

### POCENTAJE DE MICROFILTRACIÓN



Como se muestra en la gráfica el grupo Oclusal Potencia Alta presento, mayor microfiltración siendo esta de 0.104 mm en promedio con una desviación estándar de 37.46 a una  $P=0.597$ , teniendo diferencias significativamente estadísticas con el grupo Proximal Potencia Baja de 5.29 y Proximal Potencia Alta de 5.109 a una  $P<0.05$ .

Y el que presento menor microfiltración fue el grupo Proximal Potencia Baja teniendo un valor promedio de 0.053 mm, con una desviación estándar de 29.327 a una  $P=0.597$ , no teniendo diferencias estadísticamente significativas con ningún grupo.

El grupo Oclusal Potencia Baja presento un valor promedio de 0.075 mm con una desviación estándar de 26.302 a una  $P=0.597$ , no teniendo diferencias estadísticamente significativas con ningún grupo.

El grupo Proximal Potencia Alta presento un valor promedio de 0.055 mm, con una desviación estándar 29.327 a una  $P=0.597$ , sin tener diferencias estadísticamente significativas con los demás grupos.

## 15. CONCLUSIÓN

La hipótesis de trabajo no se comprobó, dado que las obturaciones con adhesivos de quinta generación que fueron polimerizados con una lámpara LED de alta potencia no tuvieron un menor porcentaje de microfiltración.

Siendo que los dientes obturados con adhesivos de quinta generación que fueron polimerizados con una lámpara LED de alta potencia presentaron un mayor porcentaje de microfiltración.

Por lo cual concluyo que las potencias altas promueven una mayor microfiltración, en cuanto el uso de potencias bajas, presenta un menor porcentaje de microfiltración.



## 16. BIBLIOGRAFÍA

1. Barrancos MJ, Barrancos J.. *Operatoria Dental Integración Clínica.* Cuarta ed.: Panamericana; 2006.
2. Lanata EJ. *Atlas de Operatoria Dental.* Segunda Edición ed. Buenos Aires: Alfaomega; 2011.
3. Dixon Hatrick C. *Materiales Dentales Aplicaciones Clínicas.* Segunda edición ed.: Manual Moderno.
4. Bottino MA. *Odontología Estética Nuevas Tendencias: Artes Médicas Latinoamérica;* 2008.
5. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials.* 2008 January; 24(1): p. 90–101.
6. Aguilera Gaglianone , Fonseca Lima A, Souza Gonçalves L, Nóbrega Cavalcanti A, Baggio Aguiar FH, Marchi. Mechanical properties and degree of conversion of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems cured by a quartz tungsten halogen lamp and a light-emitting diode. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2012 August; 12: p. 139–143.
7. Melo S MA, Cheng Lei , Zhang K, Weir MD, Rodrigues LKA, Xu. Novel dental adhesives containing nanoparticles of silver and amorphous calcium phosphate. *Dental Materials.* 2013 February; 29(2): p. 199–210.
8. H.Y. ES, A.I. A. Effect Of Thermocycling On The Micro-shear bond strength of solvent free and solvent containing self-etch adhesives to dentin. *Tanta Dental Journal.* 2015 March; 12(1): p. 28–34.
9. Perdigão , Sezinando A. Enamel and dentin bonding for adhesive restorations. In *Non-metallic biomaterials for tooth repair and replacement.*; 2013. p. 45-89.
10. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane , Carvalho RM, Carrilho M. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials.* 2011 January; 27(1): p. 1-16.
11. Erickson Robert L RL, Barkmeier WW, Latta MA. Mark A. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental Materials.* 2009 November; 25(11): p. 1459–1467.
12. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials.* 2001, July; 17(4): p. 296-308.
13. Barceló Santana FH, Palma Calero JM. *Materiales Dentales Conocimientos Basicos Aplicados.* Tercera Edicion ed.: Trillas; 2008.
14. Yilmaz F, Gonulol N, Guler E, Ersoz E, Aytac F. Effects of different light sources on microleakage of composite resins with different

- monomer structures. *Journal of Dental Sciences*. 2014 December; 9(4): p. 364–370.
15. B. Van Meerbeek.. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*. January 2011; 27(1): p. 17-28.
  16. Anusavice KJ. *Phillips ciencia de los materiales dentales*. 11th ed.; 2004.
  17. Carrillo C. Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales. *Revista ADM*. 2006 Marzo; 63(2): p. 45-51.
  18. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devauxx , Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials*. 2013 February; 29(2): p. 139–156.
  19. Lárez Velásquez. TERMINOLOGIA BASICA UTILIZADA EN POLIMEROS. [Online]. [cited 2015 Marzo 23. Available from: HYPERLINK  
"http://www.ehu.eus/reviberpol/pdf/publicados/cristobal1.pdf"  
<http://www.ehu.eus/reviberpol/pdf/publicados/cristobal1.pdf> .
  20. Visvanathana A INHRKK. The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. *Dental Materials*. 2007 July; 23(7): p. 777–784.
  21. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi , Condonb JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dental Materials*. 2002 September; 18(6): p. 436–444.
  22. Dennison JB, Yaman , Seir R, Hamilton JC. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000 November; 84(5): p. 499–505.
  23. [Online]. Available from: HYPERLINK  
"http://cadenademicsoluciones.blogspot.mx/2012\_04\_01\_archive.html"  
[http://cadenademicsoluciones.blogspot.mx/2012\\_04\\_01\\_archive.html](http://cadenademicsoluciones.blogspot.mx/2012_04_01_archive.html) .
  24. <http://www.artinaid.com/2013/04/que-es-la-luz-o-el-electromagnetismo/>. [Online].
  25. Fleming GJP, Khan S, Afzal , Palin WM, Burkec FJT. Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *Journal of Dentistry*. 2007 February; 35(2): p. 97–103.
  26. Calabró Calheiros F, Tranchesí Sadek , Cidreira Boaro LC, Ruggiero Braga R. Polymerization stress related to radiant exposure and its effect on microleakage of composite restorations. *Journal of Dentistry*. 2007 December; 35(12): p. 946–952.
  27. Hass V, Dobrovolski , Zander-Grande , Martins GC, Arana Gordillo LA, Rodrigues Accorinte dL, et al. Correlation between degree of

conversion, resin–dentin bond strength and nanoleakage of simplified etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*. 2013 September; 29(9): p. 921–928.

28. <http://www.sdpt.net/OPERATORIADENTAL/fotopcurado.htm>. [Online].
29. [http://solutions.productos3m.es/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1299185061000&locale=es\\_ES&assetType=MMM\\_Image&assetId=1273678822923&blobAttribute=ImageFile](http://solutions.productos3m.es/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1299185061000&locale=es_ES&assetType=MMM_Image&assetId=1273678822923&blobAttribute=ImageFile). [Online].
30. WIGGINS KM, HARTUNG , ALTHOFF , WASTIAN , MITRA SB. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *The Journal of the American Dental Association*. 2004 October ; 135(10): p. 1471–1479.
31. Mills RW, Uhl , Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*. 2002 July; 23(14): p. 2955–2963.