

**UNIVERSIDAD NACIONAL JORGE BASADRE GROHMANN - TACNA**

**Facultad de Ciencias Médicas**

**Escuela Académico Profesional de Odontología**

**EVALUACIÓN COMPARATIVA ENTRE EL GRADO DE MICROFILTRACIÓN  
MARGINAL EN CAVIDADES DE CLASE V RESTAURADAS CON  
RESINA COMPUESTA FOTOACTIVADAS BAJO UNA TÉCNICA  
CONVENCIONAL UTILIZANDO UNA LÁMPARA DE LUZ  
HALÓGENA Y UNA LÁMPARA LED, TACNA - 2010**

**TESIS**

**Presentada por:**

**Bach. PATRICIA CLAUDIA ROQUE VANEGAS**

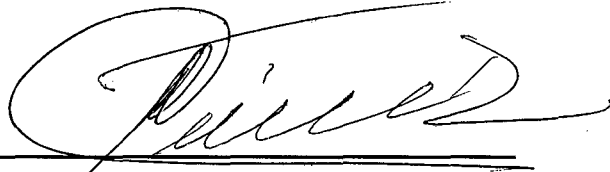
**Para optar el Título Profesional de:**

**CIRUJANO DENTISTA**

**TACNA - PERÚ**

**2010.**

**JURADOS**



**DR. MANUEL TICONA RENDON**

**PRESIDENTE**



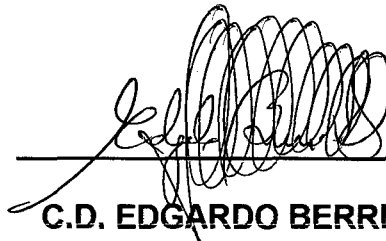
**C.D. GILBERTO CENTENO SAN ROMAN**

**MIEMBRO**



**C.D. JAIME BARCENA TACO**

**MIEMBRO**



**C.D. EDGARDO BERRIOS QUINA**

**ASESOR**

## CERTIFICACION

Registro N°.031-2010-FACM/UNJBG

E.A.P. de Odontología

El Secretario Académico Administrativo de la Facultad de Ciencias Médicas, certifica que mediante Resolución de facultad N°. 3640-2010-FACM/UNJBG, se ha designado al Jurado Calificador para la sustentación del Trabajo de Tesis intitulado: "Evaluación Comparativa entre el grado de Microfiltración Marginal en Cavidades de clase V restauradas con Resina Compuesta fotoactivadas bajo una Técnica Convencional utilizando una Lámpara de luz halógena y una Lámpara L.E.D. Tacna – 2010" Conformado por:

Presidente	:	Dr. Manuel Ticona Rendón
Miembro	:	C.D. Gilberto Centeno San Román
Miembro	:	C.D. Jaime Barcena Taco

Quienes calificaron el Trabajo de Tesis sustentado en acto público el día 28 de diciembre del 2010, por la Bachiller PATRICIA CLAUDIA ROQUE VANEGAS de la Escuela Académico Profesional de Odontología, para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista.

El Jurado Calificador en forma secreta e individual se pronuncio sobre el calificativo del trabajo expuesto, procediendo a emitir el siguiente resultado:

Aprobar por unanimidad con la nota de 15 (QUINCE) con el calificativo de Bueno.

Tacna, 29 de diciembre del 2010.

  
.....  
SECRETARIO ACADEMICO  
ADMINISTRATIVO

## **DEDICATORIA**

A Dios por su inmenso amor,  
por ser el rayito de luz  
que ilumina mi camino  
y guía mis pasos....

A mis hermanas Marlene y Zenaida  
por su comprensión y apoyo constante,  
quienes siempre tuvieron una  
palabra de aliento  
cuando la necesite.

A mi madre por su paciencia  
, su apoyo y comprensión.

## **AGRADECIMIENTOS**

A mi asesor el C.D. Edgardo Berrios Quina por su apoyo y asesoría en la realización del presente trabajo de investigación.

A la Q.F. Jemile Berrios coordinadora de la escuela de farmacia y a la Q.F. Micaela Peña por permitirme el uso de los laboratorios de farmacia cuando lo necesite.

Al profesor de Biología Victor Carbajal Zegarra por su comprensión al facilitarme el acceso al laboratorio de parasitología las veces que lo necesite

A la C.D. Amanda koctong por su colaboración en la realización del presente trabajo de investigación.

Al Sr. Santos Collana por su colaboración en la realización del presente trabajo de investigación.

Al Prof. Mario Alberto Matos Peña por su trabajo estadístico, por su paciencia y comprensión.

A mis jurados por su tiempo, comprensión y enseñanzas.

Muchas gracias.

## CONTENIDO

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTO

RESUMEN

INTRODUCCIÓN.....	1
CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO TEÓRICO.....	4
1.1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.....	4
1.1.1. DETERMINACIÓN DEL PROBLEMA.....	4
1.1.2. ENUNCIADO DEL PROBLEMA.....	6
1.1.3. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	6
1.1.4. HIPÓTESIS.....	8
1.2. OBJETIVOS.....	9
1.3. JUSTIFICACIÓN.....	9
1.4. LIMITACIONES.....	11
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO.....	12
2.1. ANTECEDENTES.....	12
2.2. MARCO CONCEPTUAL.....	24
2.2.1. Características morfológicas de la región cervical.....	24
2.2.2. Microfiltración Marginal.....	26
2.2.3. Resinas Compuestas.....	30

2.2.4. Reacción de Polimerización.....	42
2.2.5. El fenómeno de la polimerización.....	46
2.2.6. Factores que intervienen en la Fotoactivación.....	48
2.2.7. Tipos de Fotoactivación.....	54
2.2.8. Lámparas de Fotoactivación.....	57
2.2.9. Tipos de Fuentes Lumínicas.....	59
2.2.10. La lámpara de diodo electroluminiscente o LED.....	71
<b>CAPITULO III: MARCO METODOLÓGICO.....</b>	<b>82</b>
<b>3.1. PLANTEAMIENTO OPERACIONAL: TÉCNICA, INSTRUMENTO Y MATERIAL DE VERIFICACIÓN.....</b>	<b>82</b>
3.1.1. TÉCNICA.....	82
3.1.2. INSTRUMENTO.....	90
<b>3.2. CAMPO DE VERIFICACIÓN.....</b>	<b>93</b>
3.2.1. Ubicación espacial.....	93
3.2.2. Ubicación temporal.....	93
3.2.3. Unidades de estudio.....	93
a. Muestra.....	94
b. Tipo de muestreo.....	95
c. Criterios de inclusión.....	95
d. Criterios de exclusión.....	95
<b>3.3. PROCESO DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....</b>	<b>96</b>

3.3.1. ORGANIZACIÓN.....	96
3.3.2. RECURSOS.....	96
3.4. TÉCNICA DE ANÁLISIS DE DATOS.....	97
3.4.1. REGISTRO DE DATOS.....	97
3.4.2. INTERPRETACIÓN DE DATOS.....	97
CAPÍTULO IV: RESULTADOS.....	98
CAPÍTULO V: DISCUSIÓN Y COMENTARIOS.....	106
CONCLUSIONES.....	115
RECOMENDACIONES.....	117
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	119
ANEXOS.....	130

## RESUMEN

**Introducción:** Las lámparas para fotoactivación han evolucionado buscando una polimerización eficiente de resinas compuestas.

**Objetivos:** Determinar si existen diferencias significativas en el grado de Microfiltración Marginal en Cavidades clase V restauradas con Resina Compuesta fotoactivadas con luz halógena y L.E.D.

**Material y Métodos:** Estudio prospectivo y transversal en 30 premolares humanos extraídos, se preparan cavidades clase V en superficie vestibular y palatina/lingual. Las cavidades fueron restauradas con Adper Single bond y la resina compuesta filtek Z250 (3M ESPE). Se dividen en dos grupos: GI: la fotoactivación se realizó lámpara LED Bluephase C8, y el GII: se realizó con lámpara de luz halógena Litex 680A. Terminadas las restauraciones las muestras se conservan en una estufa a 37°C +/-1 °C, luego son termociclados(500x, entre 5°C y 55°C + – 5°C), e inmersos en una solución de nitrato de plata al 50% por 6hrs, lavados y sumergidos en fijador por 16hrs. Luego las muestras son seccionadas y examinadas en el Estereoscopio óptico.

**Resultados:** Según el análisis estadístico de Mann-Whitney U, no hubo diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ).

**Conclusión:** No hubo diferencias significativas en el grado de microfiltración marginal en cavidades restauradas con resina compuesta fotoactivadas con diferentes lámparas.

**Palabras claves:** Microfiltración, resina compuesta, fotoactivación, lámparas de fotoactivación.

## ABSTRACT

**Introduction:** The lamps for photoactivation have evolved looking an efficient polymerization of composite resins.

**Objectives:** To determine if significant differences in the degree of microleakage in class V cavities restored with composite resin light-activated halogen and LED light.

**Material and Methods:** Prospective and cross in 30 extracted human premolars, were prepared class V cavities in buccal and palatal / lingual. The cavities were restored with Adper Single bond and Filtek Z250 (3M ESPE) composite resin. They are divided into two groups: GI: photoactivation was performed bluephase C8 LED lamp, and GII: photoactivation was performed halogen light Litex 680A. Finished restorations the samples are stored in an oven at 37 ° C + / -1 ° C, then are thermocycler (500x, between 5 ° C and 55 ° C + - 5 ° C), and immersed in a solution of silver nitrate 50% for 6hrs, washed and immersed in fixative for 16hrs. Then the samples are sectioned and examined in the optical stereoscope.

**Results:** The statistical analysis of Mann-Whitney U, there was no statistically significant differences ( $p>0.05$ ).

**Conclusion:** No significant differences in the degree of marginal microleakage in cavities restored with composite resin light-activated with different lamps.

**Keywords:** Microfiltration, composite resin, light curing, light curing lamps.

## INTRODUCCIÓN

Los materiales restauradores a base de resina compuesta son ampliamente usados en la práctica clínica diaria y no dejan de ser una opción debido a: sus ventajas estéticas, a que se pueden restaurar piezas dentarias con todo tipo de lesiones en su estructura, a que conservan el tejido dental sano, a su mejor unión a la estructura dentaria, a sus mejores propiedades mecánicas, a que son de fácil manipulación y de durabilidad comprobada.

A pesar de sus ventajas las resinas compuestas presentan deficiencias relacionadas con la contracción de la polimerización y el estrés que esta produce en la interfase diente restauración.

El estrés resultante de la tensión de contracción de la polimerización puede inducir fuerzas de tracción sobre las paredes laterales y en el piso de una preparación cavitaria promoviendo el surgimiento de hendiduras por la dislocación de los materiales restauradores o protectores. Estas hendiduras pueden causar infiltración de fluidos en la interfase, pigmentación marginal, sensibilidad post-operatoria, caries recurrentes además de poder provocar daños a los materiales protectores pulpares, eventualmente utilizados.

Actualmente, las mejoras en las formulaciones, el desarrollo de nuevas técnicas de colocación y la optimización de sus propiedades físicas y mecánicas, han hecho de la restauración de resina compuesta más confiable y predecible. Pero se sabe que hay factores que pueden influenciar en las tensiones de contracción como son los que dependen del material y de la fuente de luz.

Para eso, los materiales restauradores estéticos necesitan de una polimerización eficiente, pues de lo contrario, podría ocurrir una mayor contracción de polimerización, inestabilidad de color, agresión pulpar, mayor riesgo de caries secundaria y disminución de la dureza.

Hasta la actualidad las lámparas para fotoactivación han evolucionado considerablemente en cuanto a su tecnología, variando su espectro de luz, su forma ergonómica y su potencia de polimerización, en busca de una mejoría en la calidad de fotocurado de las resinas y forma de uso. Podemos polimerizar con lámparas Halógenas, Láser, de Plasma o de Diodos. Cada tipo de lámpara, nos ofrece una longitud de onda diferente y por tanto un espectro de activación característico, pero comprendido entre 350 y 500 nm.

Las lámparas de luz halógena, por tener una efectividad comprobada y costo relativamente bajo, son las más utilizadas en odontología restauradora. Pero tienen el inconveniente de: su bajo rendimiento por

que con el filtro se pierde mucha radiación; la generación de calor; la disminución de potencia de la lámpara y la necesidad de filtro y ventilador. Todo esto hace que las lámparas halógenas requieran mucho mantenimiento.

Las lámparas LED se caracterizan por su alto rendimiento, ya que toda su luz es útil, no necesitando filtro; no generan calor, no necesitando ventilador; su efectividad es constante, sin descensos en la intensidad y con una vida larga de la bombilla. Las intensidades son medias o altas y muy variables de una lámpara a otra.

Por ello esta investigación propone evaluar la microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta en cavidades clase V utilizando una lámpara de fotoactivación de luz halógena y otra de LED.

# **CAPÍTULO I**

## **PLANTEAMIENTO TEÓRICO**

### **1.1. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN**

#### **1.1.1. DETERMINACIÓN DEL PROBLEMA**

La contracción de polimerización de las resinas es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones, la tensión generada durante el proceso de polimerización afecta la zona de interfase diente-material restaurador, siendo capaz de provocar la microfiltración marginal.

La microfiltración es uno de los desafíos a los que se enfrenta la Odontología a pesar del desarrollo del grabado ácido y los sistemas adhesivos. De indiscutible importancia clínica, la microfiltración puede ser responsable de la sensibilidad post-operatoria, pigmentación, caries secundaria y consecuentemente alteraciones patológicas de la pulpa.

En las últimas décadas, la preocupación por conservar la estructura dental y mejorar la adhesividad para eliminar la microfiltración, han llevado a muchos investigadores a desarrollar nuevos materiales, mejorar su composición química,

a desarrollar nuevas técnicas, nuevos aparatos de fotoactivación.

Se han propuesto varias alternativas clínicas para contrarrestar la contracción de polimerización y mejorar el sellado de las resinas compuestas, así también las lámparas de fotoactivación ha evolucionado en busca de una mejoría en la calidad de polimerización de las resinas compuestas mejorando así sus propiedades reduciendo el grado de microfiltración marginal de restauraciones estéticas.

En los últimos años, ha aparecido en el mercado una nueva fuente de luz para la activación de las resinas compuestas llamada LED (luz emitida por diodos). La utilización de esta nueva tecnología se ha visto incrementada por muchos odontólogos, puesto que presenta ventajas comparadas con la tradicional lámpara halógena, a saber: mayor tiempo de vida útil, son más compactas y livianas, baja emisión de calor y menos daño pulpar, lo que la coloca como una muy buena alternativa en la polimerización de resinas compuestas.

Encontramos estudios donde la efectividad de las lámparas LEDs es similar al de las halógenas. Para otros las lámparas LEDs tienen mejores resultados, ya que polimerizan a mayor

profundidad con menor intensidad.

En la presente investigación in Vitro se busca evaluar como influye el tipo de fuente de luz en el grado de microfiltración de las restauraciones de resina compuesta en cavidades clase V fotoactivadas con lámpara de luz halógena y LED.

#### **1.1.2. ENUNCIADO DEL PROBLEMA:**

“Evaluación Comparativa entre el grado de Microfiltración Marginal en Cavidades de clase V restauradas con Resina Compuesta fotoactivadas bajo una Técnica Convencional utilizando una Lámpara de luz halógena y una Lámpara L.E.D. Tacna – 2010”

#### **1.1.3. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA:**

##### **a. ÁREA DE CONOCIMIENTO:**

- Área General: Ciencias de la Salud.
- Área específica: Odontología.
- Especialidad: Operatoria Dental y/o Materiales Dentales.
- Línea: Lámparas de Fotoactivación.

## B. ANÁLISIS U OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

VARIABLE	INDICADOR	SUBINDICADORES
Microfiltración marginal en cavidades clase V.	Escalas de Miller & col.	Grado 0: No microfiltración. Grado 1: Microfiltración en la mitad marginal de la pared cervical. Grado 2: Microfiltración hasta más allá de la mitad marginal de la pared cervical Grado 3: Microfiltración hasta la pared axial de la cavidad.

### c. INTERROGANTES BÁSICAS

#### INTERROGANTE GENERAL:

- ¿Existen diferencias significativas en el grado de microfiltración marginal en Cavidades de clase V restauradas con Resina Compuesta fotoactivadas con Técnica Convencional utilizando una Lámpara de luz halógena y una Lámpara LED?

#### INTERROGANTES ESPECÍFICAS:

- ¿Cuál será el grado de microfiltración marginal en Cavidades de clase V restauradas con Resina Compuesta fotoactivadas con Técnica Convencional

utilizando una Lámpara de luz halógena?

- ¿Cuál será el grado de microfiltración marginal en Cavidades de clase V restauradas con Resina Compuesta fotoactivadas con Técnica Convencional utilizando una Lámpara LED?

#### **d. TIPO DE INVESTIGACIÓN**

El presente estudio reúne las condiciones metodológicas de una investigación laboratorial, en razón, a que la ejecución del mismo se desarrolla mediante procedimientos técnicos de laboratorio donde se experimenta con materiales y equipos.

#### **e. NIVEL DE INVESTIGACIÓN**

Es una investigación descriptiva, comparativa, prospectiva y transversal y el trabajo se realiza en el año 2010.

#### **1.1.4. HIPOTESIS**

La luz producida por las lámparas LED tiene un espectro de emisión corto produciendo una longitud de onda adecuada que permite iniciar la polimerización eficientemente, lo que mejoraría la adaptación marginal de la resina compuesta. Por lo que es probable que se obtenga un menor grado de

microfiltración marginal en cavidades clase V restauradas con resina compuesta fotoactivadas con lámpara LED en relación con una lámpara halógena.

## **1.2. OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL:**

- Determinar si existen diferencias significativas en el grado de microfiltración marginal en cavidades clase V restauradas con resina compuesta fotoactivadas con Técnica convencional utilizando una Lámpara de luz halógena y una Lámpara LED.

### **OBJETIVOS ESPECIFICOS:**

- Establecer el grado de microfiltración marginal en cavidades clase V restauradas con resina compuesta fotoactivadas con Técnica convencional utilizando una Lámpara de luz halógena.
- Establecer el grado de microfiltración marginal en cavidades clase V restauradas con resina compuesta fotoactivadas con Técnica convencional utilizando una Lámpara LED.

## **1.3. JUSTIFICACION**

- ✓ Es un tema de relevancia ya que hay diversas investigaciones que evalúan el efecto que podría tener una fuente de LED sobre

algunas propiedades de las resinas compuestas en comparación con una fuente de luz halógena, se sabe que las lámparas LED poseen una longitud de onda apropiada para iniciar la reacción de polimerización de las resinas compuestas, lo que podría reducir la contracción de la polimerización y consecuentemente el grado de microfiltración marginal de las restauraciones a base de resinas compuestas; alguna literatura considera a las unidades de fotoactivación un factor importante en la capacidad de sellado marginal de las restauraciones adhesivas. Por ello se investigó como varía el grado de microfiltración marginal en cavidades restauradas con resina compuesta cuando esta es fotoactivada con una fuente de LED comparándola con una fuente de luz halógena.

- ✓ Tiene relevancia científica ya que nos va permitir ampliar nuestros conocimientos en el tema mediante la evaluación del grado de microfiltración que pueden presentarse en la interfase diente y restauración al variar el tipo de luz, complementará la teoría y otras investigaciones existentes para así realizar el uso adecuado de los aparatos de fotoactivación garantizando un tratamiento optimo a los pacientes.
- ✓ Habrá una contribución académica ya que servirá de estímulo en

la práctica clínica diaria a los profesionales y estudiantes de odontología como base para futuras investigaciones sobre el tema.

- ✓ Se considera que la investigación es factible de realizar por que se cuenta con las unidades de estudio, tiempo, recursos, presupuesto, conocimiento metodológico y diseño. No se contrapone a las consideraciones éticas de la profesión.
- ✓ Además existe el interés personal, la motivación y la curiosidad investigativa suficiente.

#### **1.4. LIMITACIONES**

- Recolección de piezas dentarias humanas con las condiciones requeridas para el estudio.

## CAPÍTULO II

### MARCO TEÓRICO

#### 2.1. ANTECEDENTES

**HARADA Y COLS.** En el 2002 realizaron una investigación que tuvo como objetivo evaluar la capacidad de filtración marginal en restauraciones ocluso-mesiales y ocluso-dístaes de molares recién extraídas usando resinas compuestas híbridas Herculite HRV (KERR) y Surfll (Dentsply) fotoactivadas con la tecnología de LED la cual tiene como características generar menor calor y trabajar con un espectro de banda conocido. Para ello usaron el sistema adhesivo Prime Bond NT (Dentsply/Caulk). La mitad de los dientes restaurados usaron para la fotoactivación la unidad de curado Versalux, Centrix y la otra mitad restaurada utilizaron para ello la unidad de polimerizado Spectrum 800 (Denstply/ Caulk). Los especímenes fueron termociclados 5°C-55°C por 1,000 ciclos, los especímenes fueron coloreados y luego vistos a microscopia de luz. Los resultados demostraron que no se encontraron diferencias significativas entre los grupos usando la tecnología LED y la luz halógena. (30)

**L.G. SENSI Y COLS.;** en el 2004 realizaron una investigación que tuvo como objetivo realizar una experiencia in Vitro para evaluar el efecto de las unidades de polimerizado (Halógeno y LED) sobre el efecto del sellado marginal de resinas compuestas. 40 molares extraídas fueron usadas en las cuales se prepararon cavidades clase V de 3mm, 2mm y 2mm con márgenes adamantinos de 1mm. Las restauraciones fueron hechas usando la técnica de incrementos con Single Bond + Filtek Z250 (3M-ESPE) (n=10). Las unidades LED que fueron usadas: L.E.Demetron I, Demetron-Ker, Elipar Freelight, 3M-ESPE, Ultra Lume LED 2, Ultradent y la unidad halógena usada fue: Optilux 501, Demetron-Kerr como control. Los dientes fueron termociclados (1000x, 5o-55oC, 30s) el colorante usado fue =,5% de fucsina básica y se realizaron cortes longitudinales, la escala de valor usada fue de 0-3. Los resultados demostraron que el uso de una unidad de polimerizado LED y una halógena no difieren para la variable filtración marginal. (59)

**SILVA DOS SANTOS; y cols** .Efecto de polimerización por LED en la microfiltración marginal de restauraciones clase II de resina compuesta”. Revista de Odontología da UNESP. 2006 .Brasil

Evaluaron la microfiltración marginal en restauraciones clase II de resina compuesta utilizando un aparato fotopolimerizador con luz

halógena y otro con LED (diodo emisor de luz). Para lo que utilizaron diez premolares humanos y confeccionaron cavidades clase II, siendo una ocluso-mesial y otra ocluso-distal, con término oclusal en esmalte y término cervical localizado en cemento, las que fueron restauradas con Single Bond (3M ESPE) y resina compuesta Filtek Z250 (3M ESPE) color A2. Los dientes fueron divididos en dos grupos: Grupo 1 – fotopolimerizado con un aparato de luz halógena Optilight (Gnatus); Grupo 2 – fotopolimerizado con un aparato inalámbrico LED Radian (SDI). Los dientes y los forámenes apicales fueron aislados, dejando al descubierto el margen de 1,0 mm alrededor de la restauración y enseguida termociclados por 250 veces ( $\pm 5^{\circ} \text{C}$  y  $\pm 55^{\circ} \text{C}$ ). Después los especímenes fueron sumergidos en una solución de fucsina básica al 0,5% durante 48 horas, para su posterior evaluación de acuerdo con la siguiente escala: el grado 0 – ausencia de infiltración, grado 1 - infiltración de 1 / 3 de la pared, grado 2 - infiltración de entre 1 / 3 a 2 / 3 de la pared y grado 3 - infiltración de más de 2 / 3 de la pared. Obteniendo los resultados siguientes para la dentina: G1, 0 = 100%, G2: 0 = 70%, 1 = 10%, 2 = 20%. Para el esmalte: G1, 0 = 90%; 1 = 10%; G2: 0 = 50%, 2 = 20%, 3 = 30%. Los resultados fueron sometidos a análisis estadístico de Mann-Whitney

( $p < 0,05$ ), no mostrando diferencias estadísticas significativas entre los grupos. Se concluyó que la microfiltración no fue afectada negativamente cuando se empleó el aparato de LED para la fotoactivación. (60)

**CARRILLO GODOY Alejandra**, "Análisis Comparativo *In Vitro* Del Sellado Marginal De Restauraciones De Resina Compuesta Activadas Con Lámpara Convencional Y Lámpara L.E.D." Santiago-Chile.2005.

Al analizar los resultados podemos decir que si bien en ambos casos los porcentajes de infiltración fueron bajos, las restauraciones fotopolimerizadas con la lámpara L.E.D. tuvieron una infiltración de colorante en la interfase diente restauración menor, comparado con las restauraciones fotopolimerizadas con la lámpara convencional, en los valores promedios obtenidos de cada grupo, a diferencia de lo que se podría esperar, supuestamente por la fotoactivación muy brusca debido a su alta potencia, lo que generaría tensiones a nivel del sellado marginal.(17)

**VERNA E SILVA Amanda y cols.** "Evaluación de la microfiltración en la interfase diente/cemento resinoso/porcelana utilizando luz

halógena o LED: estudio in Vitro". Revista de Odontología de la Universidad Ciudad de São Paulo.2008 enero-abril.

En este estudio evaluaron el sellado marginal de dos cementos resinosos duales, fotoactivados por luz halógena o LED (light-emitting diode), a través de teste de microfiltración. Para lo que fueron confeccionadas cavidades (2x2x4mm) en la unión esmalte-cemento vestibular de 40 dientes bovinos, de modo que la unión termina en esmalte o en cemento/dentina. Los dientes fueron divididos en 4 grupos (n=10) y restaurados con inlays de porcelana cementadas segundo la recomendación de fabricantes: G1 - cemento autocondicionante Bistite II DC (J. Morita) y luz halógena; G2 - Bistite II DC y LED; G3 - cemento Rely X ARC (3M) y luz halógena; G4 - Rely X ARC y LED. Después de la cementación, los dientes fueron hidratados, puestos para termociclaje, impermeabilizados e inmersos en solución de nitrato de plata a 50% por 8 horas. En seguida, fueron seccionados en sentido vestíbulo-lingual e inmerso en solución fotoreveladora por 16 horas debajo luz fluorescente. Los cortes dentales fueron digitalizados y evaluados por tres examinadores calibrados siguiendo un escore de 0 a 3. El análisis estadística de Kruskal-Wallis y Mann-Whitney ( $p < 0,05$ ) demostró que, para el esmalte, no hubo diferencia estadística significativa

entre los grupos ( $p=0,317$ ). Para la dentina, el grupo G1 no difiere de G2 ( $p=0,631$ ) y el grupo G3 no difiere de G4 ( $p=0,684$ ). Las otras combinaciones fueron diferentes estadísticamente. Para la dentina, la infiltración marginal varia en función del cemento y no de la fuente activadora, siendo el cemento autocondicionante, el que presento un menor grado de infiltración. (66)

**OBERHOLZER THEUNIS G;y cols. 2004.** “Efecto de la polimerización LED en la microfiltración y microdureza en cavidades clase V restauradas con resina compuesta”.

El propósito de este estudio fue investigar el efecto de una luz LED de curado en la microfiltración, así como micro dureza de un compuesto dental. Para la prueba de microfiltración se prepararon 32 cavidades de clase V en premolares humanos, acondicionado con ácido fosfórico al 35% y tratados con el agente adhesivo Prime & Bond NT. Luego se coloco incrementalmente el compuesto Esthet-X y se dividieron aleatoriamente en dos grupos de 16 cada uno. El primer grupo fue curado por medio de un espectro de 800 fijado en 500 mW/cm<sup>2</sup> durante 40 segundos y el segundo grupo con la GC E-Light en modo estándar. Los especímenes fueron termociclados en una solución de fucsina básica al 0,5%, cortados y evaluados por la

penetración del colorante. Para la prueba de microdureza dos grupos de 6 ejemplares cada uno, fueron expuestos usando el LED o la lámpara de polimerización halógena, las pruebas se llevaron a cabo inmediatamente después del curado, así como 24 horas más tarde, en la parte superior, y en la superficie inferior. En la interfaz cemento dentina /, microfiltración significativamente menor ( $p = 0,004$ ) fue encontrada cuando las restauraciones se curaron con el LED unidades. En la interfaz del esmalte ninguna diferencia significativa ( $p = 0,340$ ) en la microfiltración se encontró entre los métodos de curación. Inmediatamente después de la exposición superficies significativamente más difícil se encontraron en la parte superior ( $p < 0,001$ ), así como en la parte inferior ( $p < 0,001$ ), utilizando la unidad de halógeno ( $p < 0,05$ ). A pesar de una reducción de la microfiltración se pudo demostrar la exposición de la restauración de composite a una LCU LED, una relación de microdureza efectiva no se logró. (39)

**OBERHOLZER THEUNIS G; DU PREEZ IGNATIUS C; KIDD M.** "Efecto de la polimerización LED en la microfiltración, la fuerza de cizalla y dureza de la superficie de una restauración de composite a base de resina".2005.

Se prepararon cavidades de clase V que fueron restauradas con Esthet-X, divididos en grupos, y se expone a uno de los protocolos de curado (Elipar FreeLight de arranque suave y modos estándar, Ultra-Lume 2; Espectro 800). Las pruebas estándar de la penetración del colorante fueron realizadas y los datos resumidos en una tabla de contingencia de 2-vías de frecuencias observadas. La prueba de Chi-cuadrado en el caso ( $p < 0,05$ ) para probar las diferencias significativas entre las luces. Para dureza de la superficie, las muestras de Esthet-X fueron expuestas a las unidades de luz de curado (UML). La dureza Vickers se determinó en la parte superior e inferior de las superficies. Los datos fueron sometidos a análisis estadístico mediante ANOVA ( $p < 0,05$ ). La resistencia al cortante de bonos se determinó usando un método de empujar. Las comparaciones (ANOVA,  $p < 0,05$ ) entre los protocolos de curar diferentes. No hubo diferencias significativas en la microfiltración se pudo demostrar entre los diferentes UML en el lado del esmalte ( $p = 0,60$ ). En el lado de la dentina sólo el Elipar FreeLight (arranque suave), podría reducir significativamente la microfiltración ( $p < 0,01$ ). La puntuación de la dureza de la luz halógena fue significativamente inferior a la de las luces LED ( $p < 0,01$ ). El espectro de 800 y el Elipar FreeLight (arranque suave) fueron significativamente mayores

fortalezas de cizalla que los demás ( $p < 0,01$ ). Se concluyó que la fuente del LED es más eficiente para una potencia global comparable. (38)

**BURCAK CEHRELI, SEVI Y COLS.** Efecto de la polimerización LED sobre la integridad marginal de un Sellador de resina compuesta Ormocer.2009.

Se trabajo con treinta terceros molares humanos recién extraídos, sin erupcionar a partir del 9 adolescentes; fueron asignados de forma aleatoria en 3 grupos (N = 10/group), se coloco el ácido fosas y fisuras, fueron grabados durante 30 segundos, se enjuagaron durante 15 segundos con un pulverizador de aire-agua y aire seco. Un material de resina compuesta Ormocer fisuras basado en (Admira Seal) se aplicó a todas las fisuras. En el grupo 1, el sellador se fotopolimerizó con una luz LED inteligente de polimerización (Dentsply) durante 10 segundos. Otra unidad de curado LED (Elipar II) y un QTH convencionales de polimerización (Hilux) se utilizaron en los grupos 2 y 3 para 10 y 30 segundos, respectivamente. Las muestras se sumergieron en el 0,5% fucsina básica durante 24 horas, seccionadas y se examinan bajo un microscopio estereoscópico, y para evaluar la microfiltración marginal. El análisis

estadístico de tasas de filtración no revelaron diferencias significativas entre los grupos analizados ( $P > 0,05$  prueba de Kruskal-Wallis). La prueba LED unidades de curado pueden proporcionar una reducción en el tiempo total de la aplicación sin comprometer la integridad marginal del sellador de resina compuesta Ormocer-based. (11)

**QUEIROZ. S; BANDÉCA M. C; y cols.** Efecto de las unidades de polimerización en la microfiltración de las resinas compuestas dentales. 2009.

El objetivo de este estudio fue determinar el efecto de dos unidades de fotopolimerización (QTH y LED) en la microfiltración de restauraciones de resina Clase II con márgenes cavosuperficial dentina. Veinte primeros premolares inferiores extraídos, libres de caries y las fracturas se prepararon dos verticales "slot" de caries en las superficies mesial y oclusal distal-(2 mm bucal-lingual, 2 mm proximal-axial y el límite de cuello uterino en el esmalte) y se divide en 4 grupos iguales ( $n = 8$ ): GI y GII: empacable posterior compuesto activado por la luz con LED y QTH, respectivamente; GIII y GIV: micro-híbrido compuesto de resina activada por la luz con LED y QTH, respectivamente. Las resinas compuestas se aplicaron

siguiendo las instrucciones del fabricante. Después de 24 h de almacenamiento de agua de las muestras fueron sometidas a termociclado para un total de 500 ciclos a los 5 y 55 ° C y se sellaron los dientes luego con material impermeable. Los dientes se sumergieron en el 0,5% de fucsina básica durante 24 horas a temperatura ambiente, y de cero a tres niveles de puntuación de la penetración se atribuye. La U de Mann-Whitney y Kruskal-Wallis se observó una mejora estadísticamente similares ( $P > 0,05$ ) de IG GII y GIII de GIV, que el GII (2,750) tenían las puntuaciones más altas media y GIII y GIV la (0,875) más bajo había puntuaciones medias. La utilización de diferentes unidades de curado con luz no tiene ninguna influencia sobre la integridad marginal de la categoría II restauraciones de resina compuesta y las propiedades de las resinas compuestas son importantes para reducir la microfiltración. (48)

**SENSI, L.** Efecto de las unidades de fotoactivación (halógenas, LED) en el sellamiento marginal de restauraciones de resina compuesta.2003.

El objetivo de esta investigación, in vitro, fue evaluar el efecto de la unidad de fotopolimerización (Halógenas o LED) en el sellado marginal de restauraciones de resina compuesta. Cuarenta molares

humanos recién extraídos fueron preparados con cavidades clase V en forma de caja con medidas estandarizadas de 3,0 mm (mesial-distal), 2,0 mm (oclusal-gingival) y 2,0 mm de profundidad, con márgenes en el esmalte y la dentina. Las cavidades fueron restaurado con sistema Single Bond y la resina compuesta Filtek Z250 (3M ESPE-) y dividieron aleatoriamente en cuatro grupos de acuerdo con la lámpara de polimerización unidad utilizada (N = 10): G1-Optilux 501 (Demetron), una lámpara de halógeno que se utilizó como control; G2-FreeLight Elipa (3M ESPE-); G3 Ultra-Lume LED 2 (Ultradent); G4- L.E.Demetron I (Demetron-Kerr) y unidades de luz LED de curado. Después de 24 horas sumergido en el agua destilada los especímenes han sido térmicamente ciclo (1000x, entre 5 y 55 ° C, 30 seg.) e inmerso en un solución de 0,5% fucsina básica durante 24 horas. Las restauraciones fueron seccionados a continuación, la penetración longitudinal y medio de medida usando una escala 0-3. Resultados fueron sometidos a análisis estadístico mediante la prueba de Kruskal-Wallis con un nivel de Confianza del 95% ( $p < 0,05$ ). Las calificaciones promedio de la microfiltración fueron de cero para todos grupos. No hubo diferencias estadísticas entre los grupos para los dos los márgenes en esmalte ( $p = 0,8806$ ) y para los márgenes en la dentina ( $p = 0,2764$ ). Se concluyó que la

variación de la unidad de fotopolimerización no dio lugar a diferencias del sellado marginal de restauraciones de clase V con resina compuesta. (58)

## **2.2. MARCO CONCEPTUAL**

### **2.2.1. CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS DE LA REGIÓN CERVICAL**

El esmalte dental es un tejido avascular, aneuronal y acelular, de alta mineralización y dureza extrema. Está constituido principalmente por hidroxiapatita 96 — 98% y el resto por contenido inorgánico, por esta razón, se dice que es una estructura homogénea.

La dentina es un tejido conectivo parcialmente mineralizado (70 — 75%), con elevado contenido de materia orgánica (principalmente colágeno tipo I, IV, V) y agua. Esta constituida anatómicamente por túbulos que se extienden desde la pulpa dental hasta la unión amelodentinaria, que contienen el proceso odontoblástico y forman entre si un substrato microporoso.

El cemento es un tejido muy mineralizado que recubre a la dentina en la porción radicular del diente, su calcificación y

sensibilidad es menor que la dentina.

En la región cervical la capa de esmalte se va adelgazando, la dentina es más blanda y soluble, la adhesión entre esmalte y dentina es más débil porque la unión es más bien lisa, sin interdigitación ya que la dirección de los prismas es recta y vertical mostrando una estructura irregular y a veces formando islotes, además es mas soluble como consecuencia de biomecanismos simples, por ejemplo, valores desviados del pH, o acción de las enzimas (61)

La estructura del cemento de la misma forma va adelgazándose hacia la corona, en la unión amelocementaria la estructura es muy irregular casi no existen prismas, sin embargo es una zona de menor solubilidad a los ácidos, lo que explica que sean más común las lesiones cervicales no cariosas que con caries.

Desde un punto de vista físico el diente puede ser considerado como una pieza rellena de agua sometida a las leyes que gobiernan todos los cuerpos elásticos, donde su periodonto intacto desempeña solo un papel parcial en su elasticidad, al ser un cuerpo elástico la deformación se produce en la parte menos soportada del diente.

La dentina y el hueso alveolar presentan módulos de elasticidad similarmente altos, y la corona presenta una capa de esmalte rígido, virtualmente imposible de deformar, por lo que la deformación solo puede tener lugar en la parte menos soportada, que en este caso es el cuello de la pieza dentaria.

Lamentablemente la mayoría de las restauraciones clase V presentan márgenes en dentina, o en la unión amelodentinaria, lo que afectaría la adhesión y trayendo como consecuencia la microfiltración marginal, por lo que podemos deducir que se requiere de un material restaurador con buenas propiedades adhesivas en este tipo de restauraciones. (23)

### **2.2.2. LA MICROFILTRACIÓN MARGINAL**

La microfiltración marginal ha sido definida como el pasaje clínicamente indetectable de bacterias, fluidos orales, moléculas o iones en el espacio entre la estructura dentaria y la restauración. Esta interfase o brecha varía dependiendo de los factores físico químicos que afecten la unión de la pieza dentaria y el material restaurador. (23,43)

La microfiltración o filtración marginal, es el paso del fluido bucal a través de la interfase diente y material restaurador. Este fluido por lo general arrastra bacterias al interior de una restauración, produciéndose serios problemas clínicos como la sensibilidad pulpar, la caries recurrente, la coloración de los márgenes y muchas otras condiciones. (13)

La microfiltración es un proceso dinámico que puede o no disminuir con el tiempo, como resultado de la exposición de la saliva, película y placa bacteriana con cambios que pueden alterar el espacio entre el diente y la restauración. (9)

Una de las causas principales de microfiltración es la pobre adaptación de los materiales restauradores a la estructura dentaria, por la condición misma del material, debido a que ocurre una contracción de polimerización, a la influencia de las fuerzas masticatorias, o una técnica incorrecta por parte del operador, debido a que es una técnica muy sensible. (16)

Otros factores relevantes dependiendo del material restaurador son la adhesión a la estructura dentaria, el coeficiente de expansión térmica lineal, la absorción de agua, la contracción de polimerización, la resistencia compresiva, la resistencia flexural, y la resistencia tensional diametral, entre

otras .(22)

Se ha demostrado que la deformación elástica del diente por las fuerzas masticatorias puede aumentar aún más el espacio entre el diente y material restaurador, pues el diferente modulo de elasticidad entre los tejidos dentarios y el material restaurador, formarían una brecha entre ambas estructuras; ya que no presentan igual comportamiento mecánico al ser sometidas a cargas (62).

Distintos estudios, como el realizado por Ouist (1990) corrobora lo anteriormente afirmado por Spranger. El realizó un estudio de microfiltración en dientes restaurados con resinas compuestas, donde obtuvo como resultado que aumentan los niveles de microfiltración en dientes con oclusión funcional, al compararlos con dientes sin antagonistas.

La profundidad de la cavidad es otro factor importante en los niveles de la microfiltración debido a que el diámetro de los túbulos dentinaríos y el número por unidad de superficie, aumenta a medida que el túbulo está más cerca de la pulpa; por lo tanto, en cavidades profundas la proporción de túbulos dentinaríos por superficie, es mayor que en una superficial.

Del mismo modo la localización de las paredes, especialmente si se encuentran en el cemento, aumenta la microfiltración marginal. Estudios han evaluado diferentes adhesivos demostrando que la microfiltración marginal de materiales adhesivos en esmalte es inferior que en dentina y que aumenta mientras más cerca del límite amelocementario se encuentre.

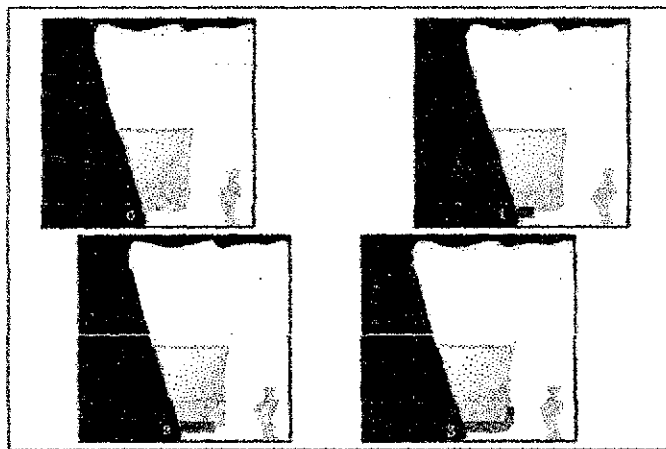
Como consecuencia de la microfiltración, la manifestación biológica más importante es la recidiva de caries y la patología pulpar, además de la sensibilidad post-operatoria, también existen otras consecuencias como decoloración y desalajo de la restauración. Todos estos efectos se deben a la difusión por fluidos bucales y productos bacterianos a través de la interfase.

Los niveles de microfiltración pueden ser contrarrestados por la deposición de sales minerales alrededor de las restauraciones (Brannstrom) y en el caso de vidrios ionómeros modificados con resinas, se puede en parte compensar por la absorción de agua que provoca su expansión (12)

Para evaluar la microfiltración marginal en cavidades

operatorias restauradas con resina compuesta se empleara la escala o índice de de Miller & col. (ver figura).

- Grado 0: No microfiltración.
- Grado 1: Microfiltración en la mitad marginal de la pared cervical.
- Grado 2: Microfiltración hasta más allá de la mitad marginal de la pared cervical
- Grado 3: Microfiltración hasta la pared axial de la cavidad operatoria.



*Esquema de la escala en grados de microfiltración marginal. Miller & col.*

### **2.2.3. RESINAS COMPUESTAS**

La era de las resinas modernas empieza en 1962 cuando el Dr. Ray. L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina

compuesta. La principal innovación fue la matriz de resina de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) y un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno. Desde ese entonces, las resinas compuestas han sido testigo de numerosos avances y su futuro es aún más prometedor, ya que se están investigando prototipos que superarían sus principales deficiencias, sobre todo para resolver la contracción de polimerización y el estrés asociado a esta.(10)

**a. CONCEPTO:**

Las resinas compuestas son combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta, obteniéndose propiedades superiores a las que presentan sus constituyentes de manera individual. (3)

En general, las resinas compuestas están formadas por: una matriz orgánica o fase continua; una fase dispersa, de refuerzo o relleno inorgánico y una fase de enlace o agente de acoplamiento, que permite la unión entre las partículas de relleno y la matriz de resina. Además, suelen incorporar

componentes que influyen en la polimerización (fotoactivadores/inhibidores), estética (colorantes), o en otras propiedades como la radiopacidad. (28)

## **b. COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS**

### **Matriz orgánica**

Está constituida por monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos. El monómero base más utilizado durante los últimos 30 años ha sido el Bis-GMA (Bisfenol-A- Glicidil Metacrilato). Comparado con el metilmetacrilato, el Bis-GMA tiene mayor peso molecular lo que implica que su contracción durante la polimerización es mucho menor, además presenta menor volatibilidad y menor difusividad en los tejidos.(1)

Sin embargo, su alto peso molecular es una característica limitante, ya que aumenta su viscosidad, pegajosidad y conlleva a una reología indeseable que comprometen las características de manipulación. Además, en condiciones comunes de polimerización, el grado de conversión del Bis-GMA es bajo. (7) Para superar estas deficiencias, se añaden monómeros de baja viscosidad tales como el

TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato). Actualmente el sistema Bis-GMA/TEGDMA es uno de los más usados en las resinas compuestas. (29)

Por otro lado, la molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción de agua. Un exceso de sorción acuosa en la resina tiene efectos negativos en sus propiedades y promueve una posible degradación hidrolítica. Actualmente, monómeros menos viscosos como el Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato), han sido incorporados en algunas resinas, lo que causa una reducción de TEGDMA. El Bis-EMA6 posee mayor peso molecular y tiene menos uniones dobles por unidades de peso, en consecuencia produce una reducción de la contracción de polimerización, confiere una matriz más estable y también mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la humedad. (19)

Otro monómero ampliamente utilizado, acompañado o no de Bis-GMA, es el UDMA (dimetacrilato de uretano), su ventaja es que posee menos viscosidad y mayor flexibilidad, lo que mejora la resistencia de la resina. (27)

### **Relleno inorgánico**

Las partículas del relleno inorgánico proporcionan la estabilidad dimensional a la matriz resinosa y mejoran sus propiedades. La adición de estas partículas a la matriz reduce la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, a la compresión y a la abrasión, aumentando el módulo de elasticidad (Rigidez).

(37)

Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptible a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de 0,04mm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílice coloidal).

La tendencia actual es la disminución del tamaño de las

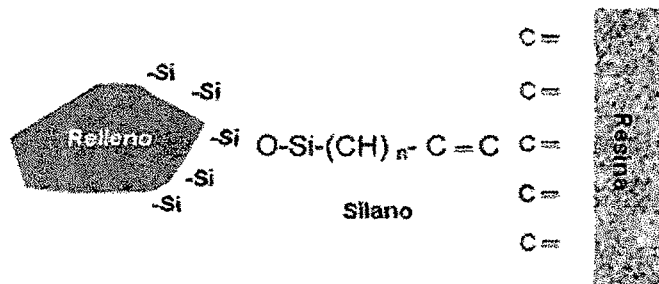
partículas, haciendo que la distribución sea lo más cercana posible, en torno a 0,05  $\mu\text{m}$ .

Es importante resaltar que cuanto mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serían las propiedades de la resina, ya que, produce menor contracción de polimerización y en consecuencia menor filtración marginal. (21)

### **Fase de enlace**

Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen demostró que las propiedades óptimas del material, dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. La unión de estas dos fases se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento que tiene características tanto de relleno como de matriz. El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano. (57)

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



Los avances en la tecnología de silanización se preocupan más que nada en obtener un recubrimiento uniforme de la partícula de relleno lo cual provee mejores propiedades a la resina compuesta. (2)

### Otros componentes

Incluyen pequeñas cantidades de:

- Pigmentos o colorantes, para que el material tenga la apariencia de la estructura dental.

- Aditivos, que absorben la luz ultravioleta y mejoran la estabilidad del color.
- Iniciadores de la polimerización, que pueden activarla por vía química o fotoquímica.

La primera se conoce como quimiopolimerización y se produce por la existencia de moléculas capaces de generar radicales libres. Los iniciadores de la activación fotoquímica, que desarrollan la reacción denominada de fotoactivación, aprovechan la energía que transportan los fotones luminosos para generar radicales libres en el monómero y desencadenar, de esta manera, la reacción. Este último mecanismo es el que presentan la mayoría de los composite actuales que incorporan como fotoactivadores la canforoquinona (CQ), la fenilpropanodiona (PPD), o la lucerina—TPO. La CQ se halla presente en más del 90% de estos materiales, en una proporción de 0,15-1%; su principal desventaja es que da un tono amarillo al material restaurador. La PPD y la lucerina consiguen resultados similares a la CQ con la ventaja de no interferir en el color de las resinas compuestas.

- Inhibidores, que evitan la polimerización prematura del

material durante el almacenaje. Los más utilizados son la benzoquinona y la hidroquinona, así como los derivados del fenol, como el P- 4 metoxifenol (PMP) y el butil-fenol triterciario (BHT).

- Por último, algunas resinas compuestas incorporan en sus formulaciones componentes encargados de dar las características de fluorescencia propias del tejido dentario. Así, la casa comercial Ivoclar-Vivadent tiene patentado el trifluoruro de iterbio que proporciona a los composites la característica de la fluorescencia, junto con la anteriormente mencionada capacidad de liberar flúor.(44)

### **c. CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS**

Se han propuesto diferentes clasificaciones de los composites según se haga referencia al tamaño de partícula, al tipo de polimerización o al contenido de relleno; sin embargo, el primer criterio ha sido el más utilizado. Así, según el tamaño de las partículas de relleno podemos distinguir entre:

- 1. Resinas de macrorelleno o convencionales:** Estas resinas estaban constituidas por partículas de relleno

inorgánico bastante irregulares en cuanto a su tamaño, oscilando entre 10 y 50  $\mu\text{m}$ . Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre, visto que hay un desgaste preferencial de matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de relleno las cuales son más resistentes. Además, la rugosidad influencia el poco brillo superficial y produce una mayor susceptibilidad a la pigmentación. Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario.

(8)

**2. Resinas de microrelleno:** También llamadas resinas compuestas de acabado fino, nacen como una alternativa a las anteriores. Estos sistemas de resina poseen partículas de sílice pirolítica coloidal, las cuales tienen un tamaño mucho más uniforme que aquellas usadas en las resinas compuestas convencionales, oscilando entre 0,2 – 0,04 micrones de diámetro. Las partículas de relleno ultrafinas, por su tamaño, incrementan en gran medida el área de su superficie en contacto con los monómeros, razón por la cual no se pueden agregar en mucho porcentaje, ya que aumentarían demasiado su viscosidad. Esto conlleva a una

reducción de las propiedades mecánicas de la resina compuesta. (63)

La característica más destacable de estas resinas compuestas es la excelente terminación superficial que puede lograr, lo que permite obtener una estética excepcional. Es por esta razón que los materiales se reservaron especialmente para restauraciones en el sector anterior donde además no se requiere una gran resistencia mecánica. (45)

**3. Resinas híbridas:** Estas resinas compuestas buscan combinar las propiedades físicas y mecánicas de los sistemas de partículas convencionales y la capacidad de pulido de los sistemas de partículas de microrelleno, logrando resultados intermedios entre ambos sistemas. Esta tecnología híbrida permite una alta carga de relleno en la resina compuesta, lo cual permite recuperar gran parte de las propiedades mecánicas que se habían perdido con los sistemas de microrelleno, aunque no logran igualar su capacidad de pulido. (4) El tamaño de partícula de relleno en estas resinas híbridas oscila entre 0,04 – 5 micrones, constituyendo un 75 a 80% aproximadamente de la resina

compuesta, pero el tamaño promedio está por sobre el micrón. (63)

**4. Resinas compuestas microhíbridas:** Con el fin de mejorar aún más las propiedades estéticas de estos materiales, y a su vez preservar las propiedades mecánicas, surgen los sistemas de resinas compuestas microhíbridas. Estos sistemas de resina compuesta están constituidos por partículas de relleno que oscilan entre los 0,04 – 3 micrones, con un promedio de tamaño que oscila entre 0,4 y 0,8 micrones. Presenta muy buenas propiedades estéticas, una alta capacidad de pulido y buena resistencia a la abrasión. (5)

**5. Resinas de Nanorelleno:** Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0,01 $\mu$ m), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm. El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas.

Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior. (38) Estos sistemas poseen una buena resistencia al desgaste gracias al relleno de estroncio vítreo que poseen. Este relleno nanométrico genera un pulido de larga duración de la resina compuesta, manteniendo las propiedades de resistencia mecánica. (63)

#### **2.2.4. REACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN**

##### **a. CONCEPTO:**

Por definición, se denomina polimerización al proceso químico por el que los monómeros de la matriz de resina del composite (compuestos de bajo peso molecular) se agrupan químicamente entre sí dando lugar a una molécula de gran peso, llamada polímero, que, o bien es una cadena lineal o una macromolécula tridimensional.

En la actualidad, la mayoría de los composites disponibles son fotopolimerizables, es decir, la reacción de fraguado del material comienza cuando se le suministra energía mediante una fuente de luz visible. A pesar de las indudables ventajas que este tipo de reacción de fraguado aporta al uso clínico del material, también presenta algunos

inconvenientes. En este sentido, puede ocurrir que el proceso de polimerización se inicie con la luz ambiental o que la lámpara de polimerización no funcione correctamente, por lo que se produce un endurecimiento incompleto del material. (44)

### **b. FASES DE LA REACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN**

En la reacción de fraguado de los composites fotoactivados podemos hablar de dos fases: una fase lumínica, que es la que se produce durante el periodo en que la lámpara de polimerización está encendida, y de una fase oscura, que es la que se produce tras el apagado de la lámpara y que transcurre en las primeras 24h tras el comienzo de la reacción (50). En la fase lumínica de la reacción de polimerización se distinguen varias fases:

#### **Fase de activación:**

En esta fase la energía necesaria para poner en marcha la reacción de polimerización no es otra que la energía fotónica procedente de fuentes de luz. Esta energía es la encargada de activar al fotoiniciador incorporado en el

material, sustancia sensible a una determinada longitud de onda. En el caso de la CQ, el fotoiniciador más común, los grupos cetona de su molécula se activan por luz en el rango de los azules, con un pico de máxima absorción a 468nm de longitud de onda. Se han utilizado diferentes tipos de fuentes lumínicas para la fotoactivación de los composites. Las más usuales desde el punto de vista clínico son: las lámparas halógenas, las lámparas de arco de plasma y las lámparas de diodos.

**Fase de iniciación o de inducción:**

En ella el iniciador activado previamente por la luz, se combina con una amina terciaria generando radicales libres.

**Fase de propagación:**

En esta fase los radicales libres se combinan con los monómeros convirtiéndolos a su vez en especies reactivas capaces de unirse a otros monómeros. Se conectan entre sí a través de enlaces covalentes formando moléculas de cadenas más largas denominadas polímeros. Una vez que

comienza el proceso, la reacción progresa a una velocidad considerable. Aunque teóricamente la reacción en cadena prosigue hasta que todo el monómero se transforma en polímero, en realidad la polimerización nunca es completa, ya que hay otros procesos que compiten con la reacción de propagación y que conllevan a la fase de terminación.

**Fase de terminación:** Se puede producir por:

- El acoplamiento de dos cadenas en crecimiento para formar una cadena terminal.
- Por saturación de los radicales libres con átomos de hidrogeno liberados de algunas de las cadenas en formación.
- Puede ocurrir que la cadena en crecimiento reaccione con impurezas o bien incluso con alguna molécula de iniciador, convirtiéndose en no reactiva.

Esta clasificación en "fases" es en realidad artificial, puesto que, en el caso de las resinas compuestas dentales, las fases de activación, inducción, propagación y terminación, son simultáneas, y el polímero resultante se compone de cadenas de diversas longitudes.

Básicamente la polimerización origina tres tipos de estructuras tridimensionales: polímeros lineales (forman largas cadenas constituidas por monómeros simples), ramificados (la cadena principal tiene un segundo monómero que forma las ramificaciones) y cruzados (contienen un monómero disfuncional con dobles enlaces en ambos extremos que conectan dos cadenas lineales).

Por último, las reacciones de polimerización de radicales libres pueden ser inhibidas o controladas por la presencia de cualquier material que reaccione con un radical libre, que reduzca la velocidad de iniciación o aumente la velocidad de conclusión. La reducción de la velocidad de iniciación retarda la reacción de polimerización, y el aumento de la velocidad de conclusión disminuye el grado de polimerización y el peso molecular del producto final. Sustancias como la hidroquinona, el eugenol o el oxígeno en grandes cantidades inhiben o retardan la polimerización.

(44)

#### **2.2.5. EL FENÓMENO DE LA POLIMERIZACIÓN**

Durante el proceso de la polimerización los monómeros se van convirtiendo en cadenas lineales de polímeros para

posteriormente formar enlaces cruzados. Este proceso genera la formación de estrés o tensiones, ya que el composite experimenta una contracción volumétrica que puede oscilar según el material entre 1,5- 3,5%. Esto se ha denominado como la contracción de polimerización. Esta contracción tiene dos vertientes: una, la contracción iniciada por la fotoactivación o contracción inicial y otra, la contracción residual que queda incorporado en la restauración según continúa la polimerización química que puede durar entorno a las 48 horas.

La importancia de estos fenómenos de la polimerización radica en que la contracción produce fuerzas de tracción de la interfase diente-adhesivo-composite y si se llega a producir una fractura se pueden producir hiperestésias postoperatorias, filtraciones, fracturas de esmalte y la nueva aparición de caries, además de líneas blancas, que afean la restauración y tinciones poco estéticas de sus márgenes.

Este cambio volumétrico presenta dos fases con caracteres bien diferenciados: la fase de pre-gel y post-gel. El cambio de una fase a otra se denomina el punto de gel. (64)

### **1. fase pre-gel:**

Presenta un aspecto "gomoso". Las cadenas formadas tienen una cierta flexibilidad, capaz de absorber las tensiones generadas por la contracción sin transmitir las a la interfase adhesivo-diente.

## **2. fase post-gel:**

Las tensiones que se originan se transmiten directamente a la interfase diente-adhesivo a través del composite. En esta fase las cadenas pierden la flexibilidad por lo que ya no son capaces de amortiguar las tensiones generadas las cuales pueden transmitirse a la capa adhesiva con el posible despegamiento puntual de la misma el cual puede originar los problemas clínicos ya conocidos.(55)

Se ha supuesto que si se alarga la fase de pre-gel se pueden obtener cadenas de polímeros más largas y con una menor tensión, lo cual optimiza las propiedades físicas del composite y la calidad de la interfase diente-adhesivo-composite. (64)

### **2.2.6. FACTORES QUE INTERVIENEN EN LA FOTOACTIVACIÓN:**

#### **Factores del material**

**a. Tipo de fotoiniciador:** El fotoiniciador más utilizado es la canforoquinona, perteneciente al grupo de las diacetonas. Últimamente, ciertos composites incluyen PPD (1-fenil-1,2-propandiona). Como acelerador de la iniciación suelen añadirse aminas las cuales tienen una gran afinidad por los fotoiniciadores.

La principal diferencia entre ambos iniciadores radica en el espectro de longitud de onda en el que se activan. La canforoquinona (CQ) se activa en un rango de entre 400 y 500 nm, siendo su pico de máxima activación los 468 nm. El PPD se activa entre 400 y 450 nm y su pico de máxima absorción está en los 410 nm. (55)

La cantidad en la que se encuentra el iniciador debe ser la óptima para que la reacción pueda producirse en su totalidad (33). La concentración a que se encuentra normalmente la canforoquinona varía entre el 0,15 y 1% M/M y el agente reductor (amina terciaria) se encuentra en una concentración que varía entre el 0,1 y 1,4% M/M (65)

**b. Color:** Los colores más oscuros contienen pigmentos más opacos que ocasionan fenómenos de dispersión de la luz, por

lo que necesitan de un mayor tiempo de aplicación de luz para conseguir una correcta fotopolimerización. (55)

En general, se admite que los colores más oscuros experimentan un fraguado menos profundo que los más claros. Pero, según parece, lo que realmente determina el grado de conversión y la profundidad de curado es la translucidez del composite y no tanto el color del mismo. (26)

**c. Grosor de la capa de composite:** La capa más externa del composite suele recibir suficientes fotones y adquiere unas propiedades adecuadas. Sin embargo, cuando la luz atraviesa el composite se produce una atenuación debida a los fenómenos de absorción y dispersión que sufre la radiación. Se ha establecido experimentalmente que las resinas compuestas están adecuadamente polimerizadas, cuando el gradiente de dureza entre superficie-profundidad no excede el 10-20% (el valor del gradiente de dureza debe estar alrededor del 0,8 o mayor) (46) y esto se consigue con capas de composite que no excedan los 2 mm de espesor, lo que se corresponde con el grosor de los incrementos que clásicamente se aconsejan para la obturación de las

preparaciones cavitarias (53).

Este aspecto no está motivado por el grado de polimerización, sino porque a mayor grosor de la capa más contracción de polimerización se producirá, lo que puede ocasionar despegamientos de la capa adhesiva con la correspondiente implicación clínica. (55)

**d. Tipo de relleno:** A mayor porcentaje de relleno y mayor tamaño de partícula, mayor será la profundidad de polimerización, ya que la luz atraviesa mejor el relleno que la resina. Los composites de microrrelleno (que tienen un menor coeficiente de transmisión de la luz al tener más cantidad de resina) presentan, por tanto, una mayor dificultad de polimerización que los híbridos y, por ello, será necesario, para valores iguales de irradiación, aumentar el tiempo de exposición (36).

### **Factores del foco de luz**

**a. Longitud de onda.-** Debería abarcar los picos de máxima activación de los diferentes tipos de fotoiniciadores, para permitimos utilizar cualquier material restaurador fotopolimerizable, lo ideal sería que las curvas de emisión de

las lámparas y las curvas de absorción de los fotoactivadores que contiene el material coincidieran. (55)

Los fotoiniciadores incorporados a los materiales restauradores se activan absorbiendo radiaciones con las siguientes longitudes de onda: la canforoquinona (CQ) entre 450 y 490 nm, con un pico en los 468 nm; la fenilpropandiona (PPD) entre 400 y 450 nm, con un pico en los 410 nm y la lucerina (LU) entre 350 y 420 nm con un pico en los 400nm. Estos intervalos de emisión se corresponden con la zona de los azules. (44)

**b. Distancia.-** La efectividad de la radiación lumínica es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia. Este hecho implica que pequeñas variaciones en la distancia entre el foco de luz y el material implican grandes pérdidas en la intensidad. Por lo tanto la punta de la guía de luz deberá estar lo más próxima a la superficie del material restaurador. Lo ideal es colocar la punta guía a no más de 1 mm y mantenerla perpendicular a la superficie del composite. (55,44)

**c. Intensidad.-** La intensidad mínima que debemos exigirle a la lámpara es de 350-400 mW/cm<sup>2</sup>. Con la finalidad de

realizar las comprobaciones rutinarias resulta de incuestionable interés la tenencia de un radiómetro, que en caso de no venir incorporado a la lámpara, puede adquirirse de forma separada. Cualquier descenso de la intensidad por debajo de estos valores nos hará sospechar de un defecto de la bombilla, del filtro, o de la guía de luz (pequeñas fracturas o depósito de restos de composite o minerales por acción del autoclave). (55)

**d. Tiempo de exposición.-** Con las lámparas halógenas actuales debe ser de 40 segundos por capa. Si bien hay composite que se polimerizan bien en 20 segundos, es posible que en ciertos momentos nos separemos de la superficie del material, lo que ocasionaría una disminución de la intensidad efectiva. Si aplicamos la luz 40 segundos por capa estamos compensando este posible suceso.

Es sabido que las lámparas de alta intensidad (plasma, láser, LED) consiguen la polimerización en menos tiempo. No obstante la velocidad de polimerización no es directamente proporcional a la intensidad de la luz. Si doblamos la intensidad de la lámpara, por ejemplo de 400 a 800 mW/cm<sup>2</sup> no disminuiríamos el tiempo de polimerización a la mitad, sino

que lo haremos un 1,44 más rápido, es decir que pasaremos de necesitar 40 segundos a 400 mW/cm<sup>2</sup> a 27 segundos por capa al doblar la intensidad.(55)

### **2.2.7. TIPOS DE FOTOACTIVACIÓN:**

#### **a. Técnica Convencional:**

Esta técnica de polimerización consiste en una única aplicación con una intensidad fija y durante un tiempo determinado, que proporcione al composite la energía necesaria para alcanzar el mayor grado de polimerización posible.

Feilzer y cols, y Uno y cols, a través de este trabajo pusieron de manifiesto la importancia de darle tiempo al composite para fluir y compensar la contracción durante la polimerización, proponiendo por primera vez el concepto de soft-start.

Igualmente numerosos autores han demostrado que la intensidad de la luz y el tiempo de aplicación son factores muy relacionados con el desarrollo del estrés de contracción de los composites, comprobando que una

menor intensidad durante una mayor cantidad de tiempo favorece la adaptación del composite a la cavidad, y disminuye el estrés de polimerización. (20,24)

#### **b. Técnica Fotoactivación Gradual:**

Diversos autores afirman que la fotoactivación inicial del material con baja intensidad de luz, seguida por la alta intensidad, minimiza las tensiones generadas por la contracción, debido al prolongamiento de la fase pre-gel de la resina compuesta.(25) En este sentido, la reducción en la velocidad de polimerización de la resina, con el uso de la técnica gradual, permitiría un mayor alivio de las tensiones, al lograr un mayor escurrimiento de las moléculas por la superficie no adherida, reduciendo la tensión proveniente de la contracción.(40)

La reducción en intensidad está vinculada con un término nuevo de la fotoactivación llamado "soft Start" o "inicio blando". En español, esto suena mal. Quizás el término más adecuado sería intensidad inicial reducida. (64)

En los últimos años, los fabricantes han producido aparatos fotoactivadores con programas que permiten graduar la intensidad de luz, posibilitando la utilización de de diferentes técnicas graduales de fotoactivación: pasos, rampa y en pulsos. (15)

### **1. Técnica en dos pasos**

La fotoactivación en dos pasos se caracteriza por una primera fase de exposición de baja intensidad (100-250 mW/cm<sup>2</sup>), seguido inmediatamente de una segunda fase de exposición a alta intensidad (500-900 mW/cm<sup>2</sup>).

### **2. Técnica progresiva o "en rampa"**

Se caracteriza por una fotoactivación continua, que se inicia a baja intensidad y va aumentando progresivamente en un tiempo determinado. La intensidad progresiva varía con la lámpara. Se suele aplicar 150 mW/cm<sup>2</sup> como punto de partida y se va incrementando hasta llegar a una intensidad de 600-700 mW/cm<sup>2</sup>, dependiendo del fabricante más que de la ciencia.

### **3. Técnica del pulso diferido:**

Esto quiere decir que si, por ejemplo, tenemos una Clase I que necesitará tres incrementos de 2 mm de composite (restauración con un grosor de 6 mm), los dos primeros incrementos se deben polimerizar a  $600 \text{ mW/cm}^2$  durante 10 segundos cada uno. La última capa, a nivel del esmalte, se polimeriza durante 3 segundos a  $200 \text{ mW/cm}^2$ , se procede a modelar, ajustar y pulir la restauración y a los 3-5 minutos se aplica luz a  $600 \text{ mW/cm}^2$  durante 10 segundos por vestibular, lingual y oclusal. La superficie de composite se encuentra suficientemente polimerizada como para poder trabajarla mientras las capas más profundas se benefician del alargamiento de la fase pre-gel. (64, 55,15)

#### **2.2.8. LÁMPARAS DE FOTOACTIVACIÓN:**

En la actualidad las lámparas de fotocurado han evolucionado variando su espectro de luz, su forma ergonómica y su potencia de polimerización, en busca de una mejoría en la calidad de fotocurado de las resinas.

La luz ultravioleta fue el primer tipo de fuente lumínica utilizada en odontología para la fotoactivación de resinas en la

década de los setenta, aunque se reemplazó rápidamente por otros sistemas debido a su escasa capacidad de penetración, lentitud de foto-activación y riesgo de dermatosis o lesión ocular ante exposiciones prolongadas.

Así pues, desde mediados de los ochenta y hasta mitad de los noventa, la principal fuente de iluminación utilizada fue la lámpara halógena, la cual sufrió una escasa evolución cualitativa durante ese período, ya que los principales esfuerzos científicos se encaminaron hacia la mejora de la polimerización mediante el desarrollo y la evolución de la composición química de los materiales fotocurables.

Se produce recientemente un tipo de lámpara que trabaja con diodos (lámpara tipo LED). La electroluminiscencia azul del LED fue descubierto en 1907 por H. J. Round y, aproximadamente, 30 años después ésta iniciaría como luz de curado.

La principal misión de la lámpara de fotoactivación en el proceso de endurecimiento de la resina, consiste en la activación, mediante su energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la propia formulación del material, los cuales desencadenan la reacción química de

transformación del producto inicial en el producto final deseado. Esta energía lumínica a su vez, dependerá de la potencia y del tiempo de actuación. (34)

### **2.2.9. CLASIFICACIÓN DE LAS FUENTES LUMÍNICAS**

Las lámparas de Fotoactivación que existen actualmente en el mercado pueden ser clasificadas, en función del tipo de fuente lumínica que posean, en cuatro grupos:

#### **a. Lámparas halógenas:**

Son lámparas de tipo incandescente, es decir, su luz se emite por un filamento de wolframio puesto en incandescencia por el paso de corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera de gas de halógeno cuya función es evitar que el filamento incandescente se queme. Este filamento, por tanto, funciona como una resistencia que se calienta fuertemente por el paso de la corriente emitiendo una radiación electromagnética. Generan una luz blanca intensa que debe ser filtrada mediante la interposición de un filtro óptico que permita la obtención de una luz azul, con un rango de

longitud de onda eficiente para la activación de todos los fotoiniciadores presentes en diversos materiales dentales como las canforoquinonas, lucerina, fenilpropanodiona, etc y elimina la emisión de fotones de longitud de onda no útil, que puede producir calentamiento durante la polimerización. El espectro de emisión de estas lámparas es de 360-500 nm, con un pico energético en los 460 nm. (42)

Según su potencia lumínica pueden subdividirse en dos tipos:

- **Halógenas convencionales:** Presentan una intensidad de potencia (potencia lumínica por unidad de superficie) de 350- 700mW/cm<sup>2</sup>.
- **Halógenas de alta irradiancia:** con una intensidad de potencia mayor entre 700 y 1700 mW/cm<sup>2</sup>, esta se consigue mediante el uso de bombillas más potentes o puntas “turbo” capaces de recoger una mayor cantidad de luz procedente de la bombilla para enfocarla en un área más pequeña (incremento de hasta un 49% de intensidad frente a una guía de luz estándar).(50)

Estas lámparas presentan como principal ventaja el hecho

de ser la tecnología lumínica clásica, por lo tanto, existe mayor experiencia en cuanto a modo de empleo y seguridad clínica. También constituyen la opción más económica. Sus inconvenientes derivan de la pérdida progresiva de eficiencia lumínica producto del envejecimiento de la bombilla y el filtro óptico, así como el amplio rango de longitud de onda que implica la existencia de una importante cantidad de energía lumínica fuera del espectro útil, la cual es desperdiciada y transformada en incremento de calor.(14,54)

**b. Lámparas de plasma:**

Son lámparas de arco, es decir, emiten la luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrodos de tungsteno separados a una determinada distancia. En el interior de la lámpara existe un gas (generalmente xenon) a elevada presión que evita la evaporación de los electrodos.

La cantidad de luz generada es elevada (irradiancias entre 1400-2700 mW/cm<sup>2</sup>), y de color blanco, por lo que requiere de la interposición de un filtro óptico para la obtención de la banda en la longitud de onda deseada. La emisión final

presenta un pico alrededor de 470nm. Esto explicaría el hecho de la posible mayor eficacia lumínica de este tipo de lámpara que permite fotopolimerizaciones rápidas del composite. El presentar un estrecho margen de emisión conlleva a que estas lámparas no polimerizaran adecuadamente aquellos materiales que contengan un fotoiniciador diferente, como la fenilpropandiona, cuya longitud de onda óptima son los 410 nm o la lucerina, con un pico de absorción en los 400nm. Los fabricantes afirman que estas unidades producen el curado de los composites en uno a tres segundos y que, además, disminuyen la contracción de polimerización. Sin embargo, reducir la fotoactivación a uno o tres segundos puede dar lugar a un curado inapropiado del material. En este sentido diversos trabajos indican que la polimerización con las unidades de arco de plasma es incorrecta. (32) Por tanto, los tres segundos de tiempo de curado, como recomienda el fabricante, son insuficientes para un óptimo curado de los composite, necesitándose como mínimo doce segundos. (41)

### **c. Lámparas de Láser:**

De todos los sistemas láser con aplicación terapéutico-quirúrgica en odontología, solo existen dos tipos que, a su vez, pueden ser usados como fotoactivadores de materiales odontológicos fotopolimerizables.

**1. Láser de argón:** Es un láser con un medio activo de tipo gaseoso (gas argón), emite una luz de 488nm o luz verde de 488-514nm y una intensidad de potencia entre 750-1300 mW/cm<sup>2</sup>. No requiere filtro óptico, ya que su longitud de onda se aproxima bastante a la de las canforoquinonas. Posee una importante capacidad de penetración y genera poco sobrecalentamiento pulpar. Sin embargo como presentan por lo general un espectro de longitud de onda, de una sola y determinada medida de 476nm puede existir un número considerable de materiales fotopolimerizables no compatibles con este sistema, lo que unido a su elevado precio, explica su escasa difusión.

**2. Láser de Diodos:** Es un láser con medio activo de tipo sólido (diodo semiconductor de arseniuro de galio y aluminio). Constituye una de las formas más recientes de producción de láser en medicina. Emite una luz roja con

longitud de onda entre 830-904nm (espectro infrarrojo). Sus principales aplicaciones en odontología son las terapéuticas quirúrgicas y el blanqueamiento dental, pero con geles específicos. Según su fabricante, en el blanqueamiento dental aporta las ventajas de ser una fuente de fotoactivación exenta de radiación ultravioleta, que no provocará sobrecalentamiento pulpar, con resultados eficaces en una sola sesión de 20-60min. (42)

**d. Lámparas de luz emitida por diodos (LED):**

Son las últimas que han aparecido en el mercado. La luz no se produce por calentamiento de filamento sino por fenómenos mecánico cuánticos entre semiconductores. Para estas lámparas el grado de conversión de energía oscila entre el 7 y el 27% en comparación con las halógenas que únicamente aprovechan el 0,7% de la energía generada por la bombilla. (55)

Utilizan como fuente de iluminación los LED (diodos emisores de luz), su tecnología está basada en la utilización de determinados materiales semiconductores, que posee la propiedad de polarizarse al ser atravesados

por una corriente eléctrica, emitiendo energía óptica en forma de luz visible. El color de la luz emitida dependerá del tipo de semiconductor utilizado en la fabricación del LED. (42)

Básicamente esta tecnología corresponde a una combinación de dos diferentes semiconductores n-doped y p-doped. Por sus siglas en inglés n-doped carga y lubricación negativa y p-doped carga y lubricación positiva. Los n-doped semiconductores tienen un exceso de electrones y los p-doped semiconductores tienen una necesidad de electrones.

Cuando ambos tipos de semiconductores son combinados y un voltaje es ampliado, los electrones de material n-doped y los agujeros del p-doped son conectados.

Como resultado de la característica del diodo se genera una luz con una específica longitud de onda. El color de una luz LED es su característica más importante y es determinada por la composición química de la combinación de los semiconductores. Los semiconductores son caracterizados por 'brecha de banda'.

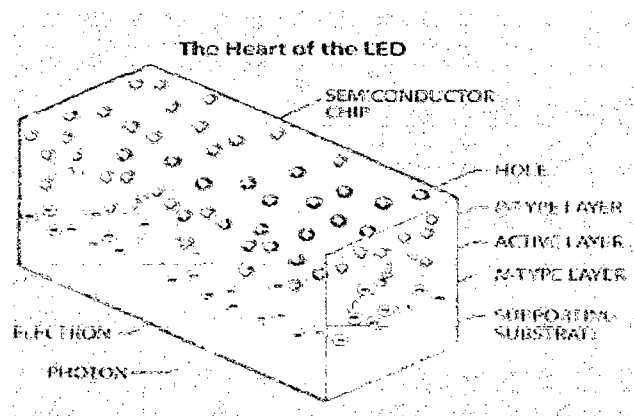
Esta 'brecha de banda' es directamente utilizada para la

producción de luz. Cuando estos semiconductores combinan una alta energía hacia un bajo nivel de energía, la diferencia de energía de esta banda abierta se libera en forma de un fotón.

En comparación con las lámparas convencionales, la luz producida por LED genera un angosto espectro de distribución. Esa es la principal diferencia entre la halógena y la LED, la LED solo produce longitud de onda en el rango deseado.

Consecuentemente este método innovador de producir luz es mucho más eficiente de convertir la energía eléctrica a luz azul. (56)

***Estructura de un LED (from Scientific American, 2, 63-67(2001))***



En función de su irradiancia podemos clasificarlas en:

- **Lámparas de diodos convencionales:** irradiancia entorno a 400 mW/cm<sup>2</sup>.
- **Lámparas de diodos de alta irradiancia,** entorno a los 1000-1200 mW/cm<sup>2</sup>.

En comparación con las lámparas convencionales, la luz producida por los LED tiene un estrecho espectro. Consecuentemente, este método es mucho más eficiente para convertir la energía eléctrica en luz azul.

Estas lámparas tienen algunas ventajas, como son: su pequeño tamaño y por lo tanto son ergonómicas debido al reducido diámetro de la fuente luminosa; son silenciosas, ya que no requiere refrigeración mediante ventilador y poseen bajo consumo eléctrico. Utilizan bombillas de larga duración y no presentan pérdida de intensidad luminosa por envejecimiento. Emiten luz azul con una longitud de onda adecuada para la fotoactivación sin necesidad de interposición de filtro óptico. (42)

Entre las desventajas se encuentran su estrecho espectro de emisión que solo permite polimerizar adecuadamente los materiales que contengan CQ como fotoiniciador y el

tener una baja efectividad para polimerizar colores oscuros de algunos composites de microrrelleno (18); así mismo, tienen un alto coste y existe experiencia clínica muy limitada a largo plazo.

**Lámparas de fotoactivación, fuentes de luz y sus rangos de longitud de onda de acuerdo a Cavanés (14)**

<b>Lámpara</b>	<b>Fuente de luz</b>	<b>Rangos en longitudes de onda</b>
Lámparas Halógenas	Luz incandescente	360nm a 500nm
Lámparas de Plasma	De arco, Xenón	460nm a 480nm
Lámparas Laser	Argón, de diodos	488nm a 904nm
Lámparas LED	Emisión de Diodos	450nm a 480nm

**e. Ventajas de las lámparas LED sobre las lámparas halógenas convencionales:**

- Son pequeñas y ergonómicas debido al pequeño diámetro de la fuente luminosa (el diámetro de un V-LED es de 2 - 4,5mm).
- Son silenciosas puesto que este tipo de bombillas no requieren refrigeración mediante ventilador.

- Son de bajo consumo eléctrico, lo que permite el uso de batería que evita, a su vez, la incomodidad de la existencia del cable conectado a la base.
- Son bombillas de larga duración y no presentan (según el fabricante) pérdida de intensidad de iluminación por envejecimiento (a diferencia de lo que ocurre con las bombillas halógenas y de plasma).
- Poseen una vida útil de alrededor de 10,000 horas, y produce un pequeño desgaste durante este tiempo.
- Generan bajas cantidades de calor.
- Los V-LED empleados emiten luz azul con la longitud de onda adecuada para la foto-activación sin necesidad de interposición de filtro óptico.

Esto indica que con menor potencia lumínica se dispone de una fuente luminosa de mayor eficiencia comparable a la de las lámparas halógenas, más potentes pero con ausencia de las radiaciones caloríficas indeseables próximas a la banda del rojo que éstas poseen.

- El hecho de no requerir filtro óptico elimina el riesgo de pérdida progresiva de eficiencia lumínica derivada del deterioro por envejecimiento del citado filtro (existente en

las lámparas halógenas y de plasma). (34)

La lámpara L.E.D. concentra toda su potencia en la producción de su espectro de luz azul única a 470 nm; en cambio la lámpara halógena convencional produce un espectro de luz bastante más amplio que va desde los 400-500 nm. El fotoiniciador que comúnmente se utiliza en los sistemas de resina compuesta es un tipo de Canforoquinona. Ésta tiene un peak de fotoactivación a los 468nm., lo cual es muy cercano al espectro de luz que emite la lámpara L.E.D. Por lo tanto, la probabilidad de que un fotón emitido por una lámpara L.E.D. sea absorbido por las canforoquinonas es considerablemente mayor a que si fuera de una lámpara halógena convencional. Esto, eventualmente se traduce en que la lámpara L.E.D. lograría producir una fotoactivación de mayor eficiencia y, por lo tanto, una polimerización más completa y profunda. El problema se produce si se utilizan fotoiniciadores distintos a la Canforoquinona en la resina compuesta.

Las ampollitas utilizadas por las lámparas halógenas poseen una durabilidad restringida de aproximadamente 100 horas y disminuyen su capacidad a medida que son

utilizadas. Las lámparas L.E.D., en cambio, no requieren el uso de ampolleta. Esto constituye una ventaja considerable sobre la lámpara halógena convencional, ya que no hay generación de calor y por lo tanto no requiere de un ventilador incorporado a su estructura. El diodo que posee la lámpara L.E.D. puede durar aproximadamente 10,000 horas. (67)

## **2.2.10. LA LÁMPARA DE DIODO ELECTROLUMINISCENTE O LED**

### **a. Antecedentes históricos: Las generaciones de lámparas LED**

Los primeros trabajos que se conocen acerca de la utilización de las lámparas LED para la fotoactivación de los composites son los de Mills (Reino Unido) seguidos muy de cerca por los de Kennedy (EE.UU.)

Con ulterioridad, en 1999, durante la exposición de la IDS de Colonia (Alemania), apareció la primera lámpara LED comercial. A partir de ese momento se produjo una verdadera ola que inundó el mercado y los consultorios, relegando en menos de 5 años la tecnología halógena y

luego la tecnología plasmática.

Desde el 2000 se sucedieron tres generaciones de lámparas para fotopolimerizar, utilizando la tecnología LED. La primera generación incluía LED de baja potencia (20 a 150 mW) y se distinguía con facilidad, ya que se integraba con más de 5 LED para alcanzar mal que bien una potencia óptica de  $500 \text{ mW/cm}^2$  a 1mm (con una guía óptica de 8 mm de diámetro).

La segunda generación de uno a dos LED de 3 a 5 W de potencia y ofrecía una potencia óptica comprendida entre 800 y  $1500 \text{ mW/cm}^2$  a 1mm (con una guía óptica de 8 mm de diámetro).

La tercera generación, la única sin duda que marcará de manera definitiva la prevalencia de las lámparas LED sobre las demás, se compone de un LED multi chips (de 10 a 15 W) que genera una potencia óptica superior a  $2500 \text{ mW/cm}^2$  a 1mm (con una guía óptica de 8 mm de diámetro), un rango espectral comprendido entre 390 y 490 nm, y algunas funciones especiales como el autofocus, que separa la guía de luz del composite, lo que garantiza una buena polimerización en profundidad.

## **b. Composición de una fuente de LED**

Los diodos electroluminiscentes son sencillamente dispositivos similares a un semiconductor, que emite una radiación electromagnética en presencia de una polarización directa.

Un cuerpo es conductor cuando, bajo el efecto de un campo eléctrico, las cargas electrónicas pueden desplazarse. Si las cargas no pueden desplazarse, el cuerpo es un aislante. Un semiconductor es un cuerpo cuya resistividad está entre los dos conductores y la de los aislantes (a temperatura ambiente).

La estructura de un diodo electroluminiscente está constituida por un conjunto de semiconductores de tipos P y N. Este conjunto, denominado unión P-N, es el centro foca de una emisión radiante por efecto de la circulación de electrones bajo la presión de la corriente y de la resistencia natural del semiconductor. A nivel de esta unión se agrega una caja o una cámara que contiene un dispositivo óptico que permite coleccionar los rayos emitidos y concentrarlos en mayor o menor medida, según la indicación apropiada para su aplicación. Asimismo

encontramos todas las conexiones eléctricas (ánodo y cátodo) que permiten aplicar el campo eléctrico.

### **c. Principios del funcionamiento del LED**

Sin la corriente eléctrica en las conexiones del pequeño LED, nada ocurre, ya que los electrones no presentan la fuerza ni la movilidad suficientes para pasar la barrera presente entre el material de la zona rica en dopaje N y el material de la zona rica en dopaje P. Sin embargo, si aplica una diferencia de potencial en las conexiones (+ en una conexión y – en la otra) del diodo electroluminiscente, se origina un campo eléctrico que aporta bastante energía a los electrones para que superen la barrera existente y para que se movilen de la zona P a la zona N; se indica entonces que el diodo está polarizado.

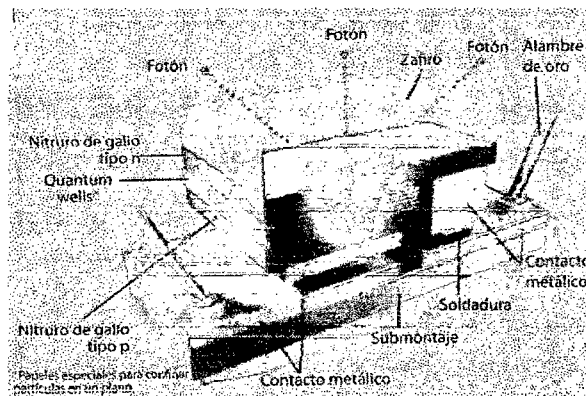
Cuando los electrones de la zona P llegan a la zona N, rica en valencia, caen en estos espacios, siempre listos para acogerlos, y liberan parte de la energía que llevaban. Esta energía aparece entonces bajo la forma de luz. Esta energía transportada por los fotones es la que llegará a

nuestro composite y permitirá la excitación de la canforoquinona, molécula activadora de la fotoactivación.

Los LED se componen de materiales que son malos conductores, a base de silicio o germanio. Para volverse buenos conductores, ambos materiales son dopados (el dopaje es diferente entre el cátodo y el ánodo, lo que define así el sentido de la corriente: la LED actúa como una válvula que impide el retorno de la luz emitida).

Según los dopajes utilizados, obtendremos fotones de diferentes energías y por lo tanto colores de emisión diversos. Tenderemos de hecho (y lo que sigue no es algo limitado)

- Una luz roja por dopaje con óxido de cinc, con galio o fósforo, o ambos.
- Una luz naranja o amarilla o de ambos colores por utilización adicional de arsénico.
- Una luz verde o azul o de ambos colores el azul corresponde a la energía capaz de excitar la canforoquinona por dopaje con galio fosforado galio nitrogenado etcétera.



Una gran ventaja del LED es que brinda el color de luz deseado exacto, según dopaje del material. Esto significa que permite aprovechar el 100% de la energía disponible sin obligación de filtrar radiaciones no deseadas, como los rayos calóricos en el espectro del rojo, o las radiaciones peligrosas del espectro UV. Para una lámpara LED de tercera generación, en odontología, utilizaremos combinaciones LED que emitan entre 390 y 490 nm, esto es, que ofrezcan la energía que se ubica en el espectro de la luz visible, más exactamente, en el rango del azul/azul morado.

**d. Características de una lámpara LED en funcionamiento:**

**✓ Estabilidad de la potencia de las lámparas LED para polimerizar**

A diferencia de otras fuentes luminosas que pueden perder más de del 50% de su potencia después de un año de uso odontológico, los LED son muy pocos sensibles a la acción del tiempo. Los diodos electroluminiscentes presentan un grado de confiabilidad comparable al de otros dispositivos semiconductores, como las pantallas planas de los televisores y las computadoras, pero respetando siempre las condiciones de refrigeración necesarias para su funcionamiento (en especial a nivel de la unión P-N, en particular sensible a las elevaciones térmicas). En las condiciones de uso odontológico (secuencias ultracortas por pocos segundos), los fabricantes garantizan una vida útil de entre 50 y 100 horas ósea el equivalente de 5 a 10 años de trabajo sin riesgos. (¡un LED de aplicación industrial está preparado para 100000 horas de funcionamiento continuo!)

✓ **Empleo del 100% de la potencia y ausencia de radiaciones secundaria**

La emisión luminosa se encuentra siempre dentro de un espectro relativamente estrecho (algunas decenas de nanómetros con una distribución de Gauss). Para el uso odontológico, los LED que suelen seleccionar los fabricantes van de 430 a 490 nm con un pico situado alrededor de 460-470 nm, donde la canforquinona tiene el máximo de respectividad (se indica como zona de sensibilidad); esto evita la utilización de filtros, tan consumidores de energía. A título de ejemplo, para activar las cetonas, no empleamos más del 15 al 20% de la energía que produce una lámpara halógena y menos del 3% de la que genera una lámpara de plasma. Esta longitud de onda muy localizada es el resultado de la excitación de la unión P-N en el momento del pasaje de corriente, no es por tanto función del dopaje de silicio.

✓ **Emisión de una luz relativamente fría**

No hay producción de calor como en el caso de las lámparas halógenas o de xenón/plasma, ya que el

espectro tan estrecho no emite ninguna radiación calórica (roja e infrarroja) o muy energética (UV). Se evita así la utilización de filtros que se degradan con el tiempo y transforman más del 80% de la energía producida por la ampolla en calor, que se debe ser eliminado a continuación mediante ruidosos ventiladores. Es por eso que una buena lámpara LED no es ruidosa. Esta ausencia de calor es también interesante para la polimerización de compositores colocados en profundidad de reacciones pulpares entonces serán mejores.

✓ **Gran potencia, rápido alcance y muy buen rendimiento.**

La respuesta luminosa al pasaje de corriente es casi inmediata; esto también se traduce en ausencia de calentamiento. Por lo tanto, el envejecimiento de los componentes es débil y la estabilidad de la potencia sigue siendo alta, más allá de las 50,000 horas de uso (menos del 5% de pérdida). Un LED de tercera generación puede ser alimentado por corrientes

nominales de 0,7 amperes (A) y aun de 1,5 A, ¡cuando en el 2002 se llegaba a un nivel máximo de 50 mA! Esto da una idea de los progresos en términos de potencia en los últimos 4 años.

Con este valor de alimentación, los LED de uso odontológico pueden emitir entre 1 y 3 W por elemento, o sea más de  $2500 \text{ W/cm}^2$  en el extremo de una punta de 7,5 mm de diámetro de una lámpara de fotopolimerización odontológica.

Por lo tanto, debe recordarse que una elevación de la temperatura de la LED disminuye su eficacia; será necesario prestar gran atención a su refrigeración (esto explica porque ciertas lámparas LED poseen microventiladores).

Respecto de la longitud onda que importa para los composites fotopolimenzables, o sea, la del azul, un diodo electroluminiscente que absorba una potencia eléctrica de 5W restablece una energía óptica de 500 mw, esto es, un rendimiento luminoso en el orden del 10% lo que en la actualidad es excepcional y evita las perdidas térmicas. En comparación para la misma

potencia óptica útil, una lámpara halógena consumirá una potencia energética 15 veces mayor, para una emisión de salida de 75 W con un rendimiento inferior al 1% mas el ruido generado por los ventiladores de refrigeración.

✓ **Bajo consumo**

Por su muy buen rendimiento, las lámparas LED tienen un bajo consumo, lo que permite la utilización de las baterías de baja potencia o bien su instalación en el equipo odontológico, con un acople apenas más fuerte que el de una turbina. El progreso en la telefonía celular ha permitido acceder a una diversidad de baterías notables por su miniaturización y potencia. Son preferibles las baterías de litio o las de níquel sin efecto de memoria, que las de cadmio-níquel. (35)

**CAPÍTULO III**  
**MARCO METODOLÓGICO**

**3.1. PLANTEAMIENTO OPERACIONAL**

**TÉCNICA, INSTRUMENTO Y MATERIAL DE VERIFICACIÓN**

**3.1.1. TÉCNICA**

Se aplicó la técnica de observación "in Vitro" haciendo uso del estereoscopio óptico para la valoración de la microfiltración marginal.

<b>VARIABLE</b>	<b>INDICADOR</b>	<b>TÉCNICA</b>	<b>INSTRUMENTO</b>
Microfiltración marginal en cavidades clase V.	Escalas de Miller & col.	Observación in Vitro	Ficha de observación in Vitro.

**DESCRIPCIÓN SECUENCIAL DE LA TÉCNICA:**

**1. Preparación de la muestra:**

Se trabajó con 30 premolares humanos libres de caries recientemente extraídos por razones ortodónticas o

periodontales, los que se depositaron en un frasco con formaldehído al 10% por 48 hrs, luego se procedió a eliminar los restos de tejidos periodontales con una espátula de lecrón, y con la escobilla Robinson y la pasta de piedra pómez con agua a baja velocidad se procedió a la limpieza final.

Luego las piezas dentarias quedaron inmersas en solución salina de cloruro de sodio al 9% realizándose un recambio semanal hasta el momento de ser ocupados.

## **2. Preparación Cavitaria:**

Se prepararon 2 cavidades clase V una en vestibular y otra en palatino o lingual de cada pieza dentaria; ocupando el tercio medio de la cara correspondiente y quedando la pared cervical a 2mm del límite amelocementario.

Las dimensiones aproximadas de las cavidades fueron con arreglo a las siguientes medidas: 2mm en sentido oclusogingival, 3,5mm en sentido mesiodistal y 2mm del borde cavosuperficial a la pared axial.

Las cavidades fueron realizadas usando una pieza de mano de alta velocidad con refrigeración profusa y fresas de carburo tungsteno N° 245, cambiándo la fresa cada 5

cavidades realizadas. Se empleó un sonda periodontal milimetrada para conseguir una estandarización de las preparaciones cavitarias.

Luego de realizadas las cavidades, cada premolar se conservó en un frasco de vidrio cerrado conteniendo cloruro de sodio al 9% hasta realizar la restauración.

### **3. Material de restauración:**

Se usó la resina compuesta Filtek Z250 (3M/ESP) como material de obturación directo en ambas cavidades y como sistema adhesivo se utilizó Adper Single Bond 2 (3M/ESPE).

### **4. Sistemas de activación:**

Se empleó en este estudio una lámpara de luz halógena Dentamerica Litex 680A y una lámpara LED de Ivoclar – Vivadent Bluephase C8, ambos lámparas de baja intensidad lumínica, se revisó la intensidad de ambas lámparas con un radiómetro odontológico Optilux Radiometer antes de fotoactivar las resinas. Las características técnicas de los equipos son similares.

### Descripción de las lámparas de fotoactivación.

Aparatos de fotoactivación	Fuente de luz	Intensidad de la luz (mW/cm <sup>2</sup> )	Rango de longitud de onda(nm)	Fabricante
Litex™ 680A	Halógena	400mW/cm <sup>2</sup>	360-500 nm	Dentamerica
Bluephase C8	Luz emitida por diodos	500mW/cm <sup>2</sup>	430-490nm	Ivoclar Vivadent

### 5. Técnica de restauración:

Protocolo de restauración con resina compuesta Z250.

- Grabado ácido: Se usó ácido fosfórico al 37%, se aplicó primero en esmalte, en los márgenes de la cavidad por 30 segundos y luego sobre la totalidad de la cavidad por 30 segundos adicionales, de este modo se obtuvo una desmineralización diferencial de esmalte y dentina, ya que, se grabó 60 segundos en esmalte y 30 segundos en dentina.
- Lavado y secado: Se lavaron las cavidades con un chorro de agua por 60 segundos Y se procedió a secar la dentina

con papel absorbente estéril y el esmalte con un chorro de aire, evitando desecar la dentina.

- Aplicación del adhesivo: Se aplicó el adhesivo en 2 capas consecutivas, la primera frotando la superficie cavitaria con un aplicador microbrush por 15 segundos luego se sopló suavemente con un chorro de aire. La segunda capa se aplicó sin frotar y se fotoactivó por 20 segundos con lámpara de L.E.D. el grupo I y con lámpara de luz halógena el grupo II.

- Aplicación del material restaurador: Se aplicó en la cavidad en tres incrementos, el primero oblicuo hacia la pared oclusal, el segundo oblicuo hacia la pared cervical, y el tercer y último incremento restauró completamente la cavidad; se fotoactivó cada incremento por 20 segundos con lámpara LED el grupo I y con lámpara de luz halógena el grupo II ambas con la técnica convencional.

- Pulido y acabado de la restauración: Se realizó con fresa multilaminada de 30 hojas y toda la secuencia de discos sof-lex.

Una vez restauradas las piezas dentarias fueron almacenadas en frascos de vidrio cerrados conteniendo

suero fisiológico, divididos en dos grupos, y así se llevó a una estufa a 37°C de temperatura durante 7 días.

## **6. Termociclado:**

El termociclado es un proceso in Vitro de exposición de las restauraciones y piezas dentarias a temperaturas extremas compatibles con la cavidad oral.

Se realiza un cambio brusco de temperatura de las muestras de un medio líquido que posee una temperatura de 55°C (+ – 5°C) a otro con una temperatura de 5°C (+ – 5°C) de manera cíclica, 20 segundos en cada temperatura y con 10 segundos intermedios a temperatura ambiente, durante 500 ciclos, según el estándar ISO TR 11450 (1994). (18)

## **7. Preparación de las muestras para la observación estereoscópica.**

Para evitar errores de microfiltración por otras vías no deseadas, los ápices abiertos fueron sellados con resina fluida Filtek Z250 (3M ESPE) luego se pincelaron desde el límite amelocementario hasta el ápice con dos capas de esmalte para uñas.

También se selló con esmalte de uñas toda la corona dejando 1mm alrededor del margen de la restauración.

#### **8. Tinción de las muestras**

En esta investigación se utilizó como colorante la solución de nitrato de plata.

Las muestras fueron sumergidas en pequeños frascos de vidrio previamente rotulados conteniendo la solución de nitrato de plata al 50% durante seis horas, luego se enjuagaron con abundante agua, y se sumergieron en pequeños frascos de vidrio conteniendo el fijador (KodaK) por 24 horas a temperatura ambiente. Por último las muestras fueron lavadas con agua corriente potable.

#### **9. Sección de las piezas dentarias preparándolas para la observación en el estereoscopio.**

Las piezas dentarias se cortaron siguiendo el eje mayor del diente en sentido vestibulo-palatino o lingual, pasando por el centro de ambas cavidades, con discos de diamante biactivo a baja velocidad con bastante refrigeración. Se uso un disco nuevo por cada cinco dientes.

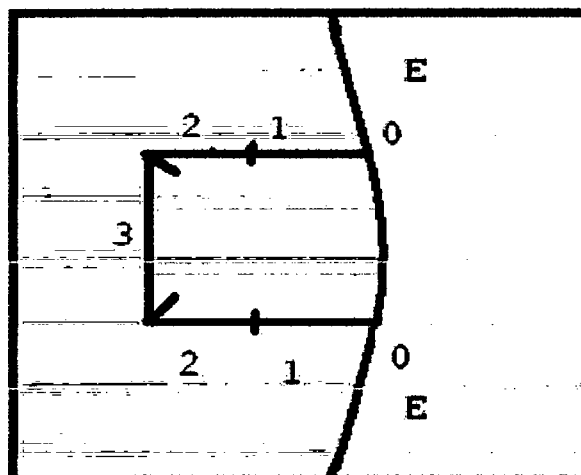
Se pule la sección más representativa con discos soflex.

### 10. Lectura Estereoscópica

La evaluación se efectuó por medio de un estereoscopio óptico, se observó la penetración del colorante entre el diente y la restauración, observando la distancia que el colorante recorre entre el borde cavo superficial cervical y la pared axial de la restauración según la escala de valores de Miller & col.

### 11. Registro fotográfico

Se realizó un registro fotográfico de las secciones representativas de cada muestra.



Clasificación de los grados de microfiltración

### 3.1.2. INSTRUMENTO

- **Instrumento documental:**

Se utilizó un solo instrumento de tipo elaborado, la ficha de observación in Vitro de microfiltración. (Ver anexo)

- **Instrumentos mecánicos:**

**Odontológicos:**

- Pieza de alta velocidad.
- Micromotor.
- Contraángulo.
- Jeringa triple.
- Compresor de aire.
- Caja de control.
- Pinza para algodón.
- Explorador dental.
- Lámpara de luz halógena Dentamerica Litex 680A.
- Lámpara LED de Ivoclar Vivadent bluephase C8.
- Radiómetro Optilux Radiometer.
- Mandril para contraángulo
- Fresas de carburo tungsteno nº 245.
- Fresa multilaminada dorada de 30 hojas.
- Espátula porta resina.

- Disco diamantado biactivo.
- Sonda periodontal milimetrada.

**No Odontológicos:**

- Microscopio Estereoscopio.
- Plumón indeleble.
- Termómetro Digital.
- Cocina eléctrica.
- Frascos de vidrio transparente mediano.
- Recipientes.
- Cámara fotográfica digital Samsung S630.
- Útiles de escritorio.
- Computadora e impresora.
- Frascos de vidrio transparente pequeño.
- Reloj cronometrado.

● **Materiales:**

**Odontológicos:**

- Mascarillas, gorro y guantes descartables.
- Campos de trabajo.
- Suero fisiológico 9%.
- Formaldehído al 10%.

- Escobillas profilaxis.
- Piedra pómez.
- Acido fosfórico al 37%.
- Adhesivo Adper Single bond 2 (3M ESPE).
- Resina compuesta microhibrida Filtek Z250 (3M ESPE) color A2.
- Microbrush
- Pincel pelo de Martha N° 09.
- Disco de pulido sof-lex.
- Papel toalla
- Esmalte de uñas.
- Solución de nitrato de plata a 50%.
- Liquido revelador.
- Jabón liquido y escobilla.
- Resina fluida.
- Liquido revelador.
- Premolares humanos libres de caries.
- Gasas
- Otros: Hielo, vasos de tecnopor.

## **3.2. CAMPO DE VERIFICACIÓN**

### **3.2.1. Ubicación espacial**

Este trabajo de investigación se realizó en el ámbito general de la Universidad Nacional Jorge Basadre Grohmann-Tacna, en el ámbito específico de los laboratorios de preclínica de la Escuela de Odontología, en el laboratorio de análisis clínicos de la Escuela de Farmacia de la Facultad de Ciencias Medicas y en el laboratorio de Parasitología de la Facultad de Ciencias.

### **3.2.2. Ubicación temporal**

La investigación corresponde al año 2010. Tiene una visión temporal prospectiva, pues el recojo de la información se realizó con el desarrollo de la investigación.

La investigación supone un corte temporal transversal por que los datos serán registrados en un momento determinado.

### **3.2.3. Unidades de estudio**

#### **a. Universo:**

El universo fue conformado por premolares humanos sanos extraídos recientemente, con características anatómicas conservadas, mantenidas en suero fisiológico hasta el momento de la ejecución del estudio.

**b. Muestra:**

La muestra fue conformada por 60 cavidades clase V (vestibulares, palatinas o linguales) en 30 piezas dentarias premolares (superiores e inferiores) extraídos por motivos ortodóncicos o periodontales; las cuales se dividen en dos grupos cada uno de 30 cavidades.

**Criterios de inclusión:**

- ✓ Premolares extraídos por razones ortodóncicas.
- ✓ Premolares extraídos por razones periodontales.
- ✓ Anatómicamente deben estar integras.
- ✓ Premolares que no presenten caries dental.
- ✓ Premolares que no presenten líneas de fracturas en el esmalte.
- ✓ Premolares superiores e inferiores con un tiempo menor a 3 meses de extraídos en pacientes entre 18 a 30 años de edad.

**Criterios de exclusión:**

- ✓ Malformaciones en esmalte o dentina.
- ✓ Premolares con caries dental.
- ✓ Premolares que no sean almacenadas en cloruro de sodio al 9%.

- ✓ Premolares superiores e inferiores con un tiempo mayor a tres meses de extraídos.

### **c. Tipo de muestreo**

No probabilística y por conveniencia, debido a que la elección de la muestra depende de las características que el investigador elige.

### **d. Tamaño de los grupos**

Se trabajó con dos grupos experimentales, las piezas dentarias fueron asignadas al azar.

**Grupo I:** Estuvo conformado por 30 cavidades clase V (15 vestibulares y 15 palatinas o linguales) en premolares superiores e inferiores, que fueron restauradas con resina compuesta filtek Z250 "3M ESPE" fotoactivadas con una lámpara LED mediante la técnica convencional.

**Grupo II:** Estuvo conformado por 30 cavidades clase V (15 vestibulares y 15 palatinas o linguales) en premolares superiores e inferiores, que fueron restauradas con resina compuesta filtek Z250 "3M ESPE" fotoactivadas con una lámpara de luz halógena mediante la técnica convencional.

### **3.3. PROCESO DE RECOLECCIÓN DE DATOS**

#### **3.3.1. ORGANIZACIÓN**

- Se empezó con la recolección de piezas dentarias sanas en consultorios dentales dejando un frasco con formaldehído al 10% donde se almacenó por 48 horas.
- Se solicitó a los encargados autorización para acceder a los laboratorios de preclínica de la Escuela de Odontología, de Análisis Clínicos de la Escuela de Farmacia de la Facultad de Ciencias Médicas, y al laboratorio de parasitología de la Facultad de Ciencias.

#### **3.3.2. RECURSOS**

##### **a. Recursos Humanos**

- Investigador : Bach. Patricia Claudia Roque Vanegas.
- Asesor : C.D. Edgardo Berrios Quina.

##### **b. Recursos Físicos**

- Laboratorio de Preclínica de la Escuela de Odontología de la Facultad de Ciencias Médicas.
- Laboratorio de Análisis Clínicos de la Escuela de Farmacia de la Facultad de Ciencias Médicas.

- Laboratorio de Parasitología de la Facultad de Ciencias.

### **c. Recursos Económicos**

El presupuesto de la investigación fue autofinanciado por el investigador.

## **3.4. TÉCNICA DE ANÁLISIS DE DATOS**

### **3.4.1. Registro de datos:**

Todos los datos obtenidos de cada muestra observada, fueron ordenados en la ficha de observación (ver anexo) para el ordenamiento y clasificación de la información.

### **3.4.2. Interpretación de Datos:**

Concluido el recojo de datos se empleo la prueba estadística no paramétrica de Mann-Whitney U, que concuerda con la cantidad de la muestra y número de grupos en la investigación.

Se presentó cuadros y gráficos para poner en evidencia la respuesta al problema.

Se optó por la interpretación subsiguiente a cada cuadro.

## CAPÍTULO IV

### RESULTADOS

**TABLA N°01**

**DISTRIBUCIÓN DE LAS MUESTRAS DEL GRUPO II UTILIZANDOSE LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA FOTOACTIVACIÓN DE LA RESINA COMPUESTA Z250 (3M) SEGÚN ESCALA DE MILLER & COL**

GRADOS DE MICROFILTRACIÓN	TRATAMIENTO	
	FOTOACTIVACIÓN CON LUZ HALÓGENA	
	ni	%
Grado 0	7	23,30
Grado 1	4	13,30
Grado 2	10	33,30
Grado 3	9	30,00
Total	30	100,00

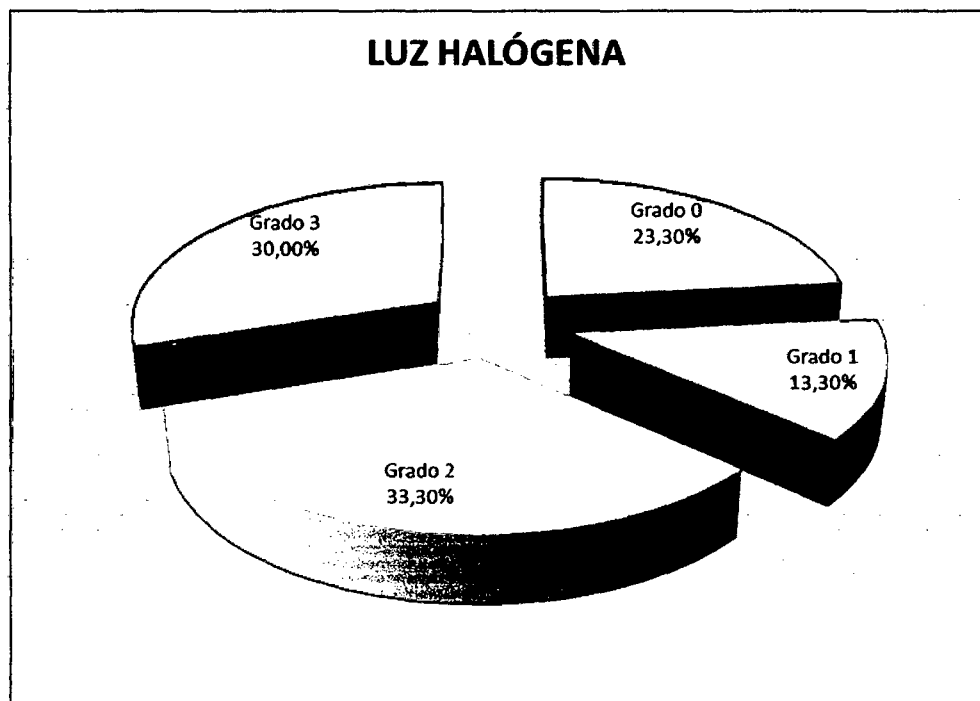
#### **INTERPRETACIÓN:**

Se puede observar que el 23,30% de las muestras fotoactivadas con luz halógena no presento microfiltración es decir obtuvo un grado 0 de microfiltración, y el 76,6% de las muestras restantes si presento

microfiltración de diferentes grados, el mayor porcentaje fue de 33,30% que corresponde al grado 2, el 30% presento grado 3 de microfiltración y el menor porcentaje correspondió al grado 1 con 13,30%.

**GRÁFICO N° 01**

**DISTRIBUCIÓN DE LAS MUESTRAS DEL GRUPO II UTILIZANDOSE LÁMPARA DE LUZ HALÓGENA EN LA FOTOACTIVACIÓN DE LA RESINA COMPUESTA Z250 (3M) SEGÚN ESCALA DE MILLER & COL**



**TABLA N° 02**

**DISTRIBUCIÓN DE LAS MUESTRAS DEL GRUPO I UTILIZANDOSE LÁMPARA LED EN LA FOTOACTIVACIÓN DE LAS RESINA COMPUESTA Z250 (3M) SEGÚN ESCALA DE MILLER & COL**

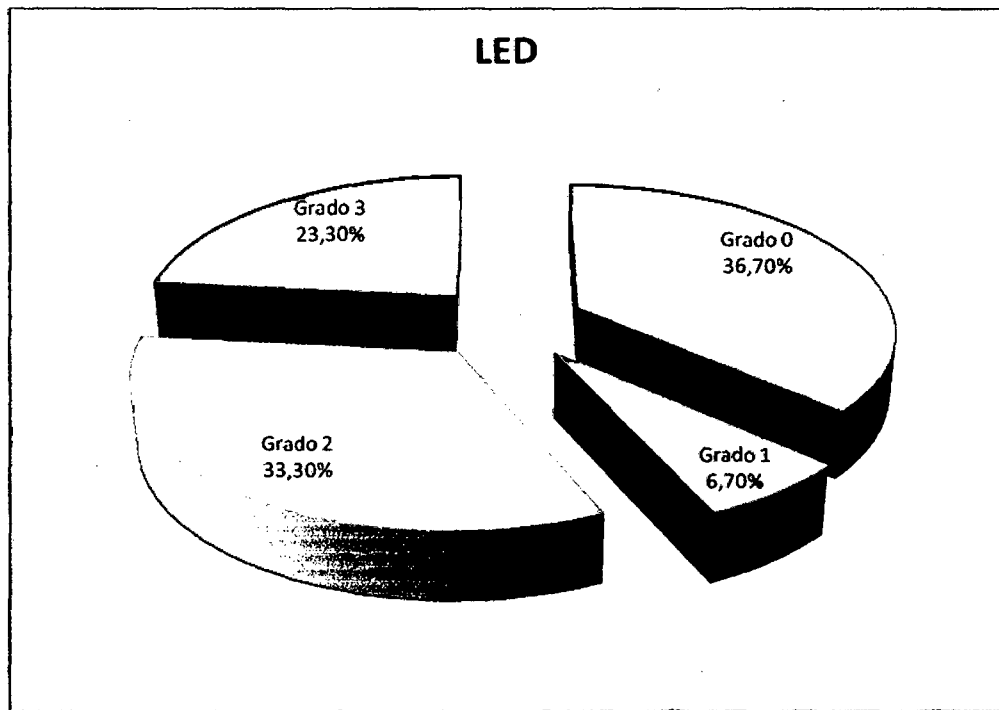
GRADOS DE MICROFILTRACIÓN	TRATAMIENTO	
	FOTOACTIVACIÓN CON LED	
	ni	%
Grado 0	11	36,70
Grado 1	2	6,70
Grado 2	10	33,30
Grado 3	7	23,30
Total	30	100,00

**INTERPRETACIÓN:**

Se puede observar que el 36,70% de piezas dentarias tratadas con LED no presento microfiltración es decir obtuvo un grado 0 de microfiltración marginal y el 63,30% de las piezas dentarias restantes si presentaron microfiltración en diferentes grados, el mayor porcentaje fue de 33,30% que correspondió al grado 2, el 23,30% de piezas dentarias obtuvo grado 3 de microfiltración, y el menor porcentaje correspondió al grado 1 con 6,70%.

**GRÁFICO N°02**

**DISTRIBUCIÓN DE LAS MUESTRAS DEL GRUPO I UTILIZANDOSE LÁMPARA LED EN LA FOTOACTIVACIÓN DE LAS RESINA COMPUESTA Z250 (3M) SEGÚN ESCALA DE MILLER & COL**



**TABLA N°03**

**DISTRIBUCIÓN DE LAS MUESTRAS POR GRADO DE MICROFILTRACIÓN SEGÚN LA ESCALA DE MILLERR & COL**

GRADOS DE MICROFILTRACIÓN	TRATAMIENTO			
	FOTOACTIVACIÓN CON LED		FOTOACTIVACIÓN CON LUZ HALÓGENA	
	ni	%	ni	%
Grado 0	11	36,70	7	23,30
Grado 1	2	6,70	4	13,30
Grado 2	10	33,30	10	33,30
Grado 3	7	23,30	9	30,00
Total	30	100,00	30	100,00

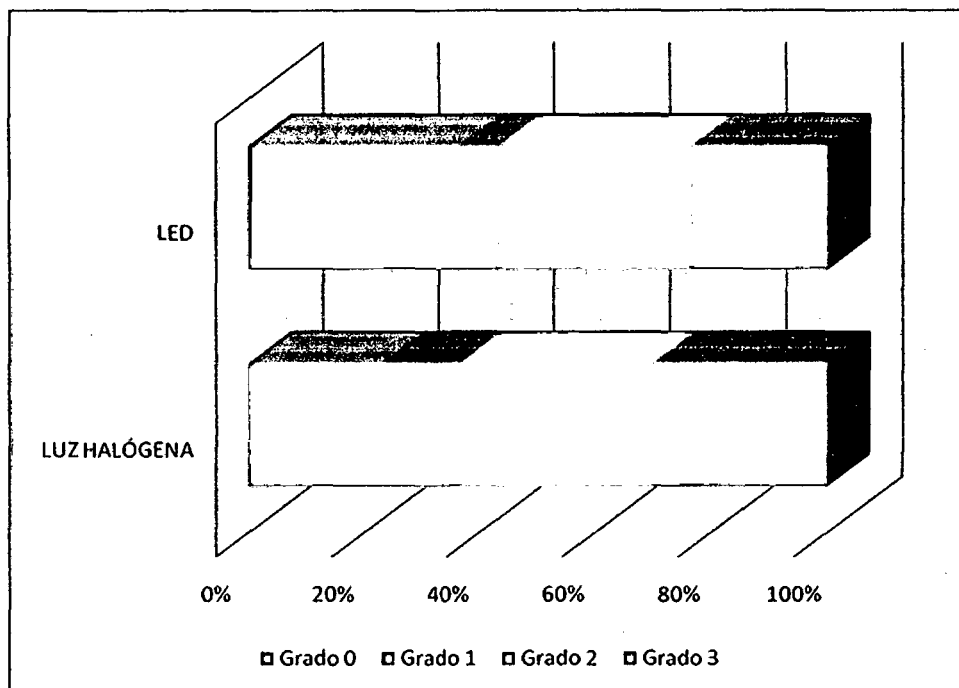
Fuente: Anexo (Matriz de sistematización de Datos)

**INTERPRETACIÓN:**

Se puede observar que las piezas dentarias tratadas con LED presentaron microfiltración en un porcentaje ligeramente menor de 13,30% con respecto a las muestras fotoactivadas con luz halógena, en ambos grupos el grado 2 de microfiltración se presenta con el mismo porcentaje de 33,30% ,el grado 3 de microfiltración se presento con un ligero mayor porcentaje en las muestras tratadas con luz halógena , y el menor porcentaje de microfiltración de grado 1 se presento en la muestra tratada con LED con 6,70%.

**GRÁFICO N°03**

**DISTRIBUCIÓN DE LAS MUESTRAS POR GRADO DE  
MICROFILTRACIÓN SEGÚN LA ESCALA DE MILLERR & COL**



#### TABLA N°04

#### Test Estadístico: Mann-Whitney U

TRATAMIENTO	N	Media de Rangos	Suma de Rangos
LUZ HALÓGENA	30	32,33	970,00
LED	30	28,67	860,00
Total	60		

#### Prueba estadística

No paramétrico	TRATAMIENTO
Mann-Whitney U	395,000
Z	0,849
p	0,396

#### INTERPRETACIÓN:

Según la prueba estadística no paramétrica Mann-Whitney U, está resultó no significativa ( $p=0,396>0,05$ ) con el que podemos concluir que no hay diferencias significativas en el comportamiento de la resina compuesta al ser fotoactivada con lámpara LED o lámpara de luz halógena en la restauración de piezas dentarias.

## **CAPÍTULO V**

### **DISCUSIÓN Y COMENTARIOS**

En la actualidad, las resinas compuestas han tomado un protagonismo indudable entre los materiales de obturación que se usan mediante técnicas directas. Sus grandes posibilidades estéticas le dan variadas indicaciones terapéuticas; por otra parte, al tratarse de materiales cuya retención se obtiene por técnica adhesiva y no depende de un diseño cavitario, la preservación de la estructura dentaria es mayor. A pesar de todas estas propiedades no se debe olvidar que son materiales muy sensibles a la técnica, por lo que la necesidad de controlar aspectos como, una correcta indicación, aislamiento absoluto, la selección de la resina adecuada a cada situación clínica, el uso de un buen procedimiento de adhesión a los tejidos dentales y una correcta polimerización, van a ser esenciales para obtener resultados clínicos satisfactorios. (15)

En odontología restauradora, las resinas compuestas han experimentado cambios importantes como la mejora en las formulaciones químicas, desarrollo de nuevas técnicas restauradoras y la optimización de sus propiedades físicas, mecánicas, radiológicas, estéticas y de bioconpatibilidad.(50)

A pesar de estas mejoras, las resinas compuestas aun presentan deficiencias en cuanto a su desempeño clínico, sobre todo lo relacionado con la contracción de polimerización y el estrés que esta produce en la interfase diente - restauración.(51)

La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración. Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4 nm al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1,5 nm (distancia de unión covalente). Ese "acercamiento" o reordenamiento espacial de los monómeros (polímeros) provoca la reducción volumétrica del material.

La contracción de polimerización de las resinas es un proceso complejo en el cual se generan fuerzas internas en la estructura del material que se transforman en tensiones cuando el material está adherido a las superficies dentarias.

La tensión generada durante el proceso de polimerización afecta la zona de interfase diente-material restaurador, siendo capaz de provocar fallos en la unión (desadaptaciones microscópicas).La magnitud del stress de polimerización y la contracción total de la restauración, dependen del módulo de elasticidad, capacidad de fluir y deformación del composite, del uso de bases, del sistema de adhesión dental, método y sistema de

fotoactivación. (51)

Actualmente, se han desarrollado nuevas fuentes de luz que permiten mayor rapidez, profundidad de polimerización y mayor factor de conversión del material, mediante el empleo de diferentes modos o protocolos de fotoactivación. (31)

La contracción de polimerización está directamente relacionada con las unidades y las técnicas de fotoactivación utilizadas, y éstas, constituyen un factor de considerable importancia en la capacidad de sellado marginal de restauraciones adhesivas directas. Por lo tanto, la comparación del sellado marginal de restauraciones de resina compuesta fotoactivadas con unidades convencionales y otra en base a LEDs se hace pertinente. (58)

También es importante destacar que una adecuada fotoactivación de los materiales adhesivos no es un fenómeno que ocurre en un momento, sino que se espera que perdure en el tiempo, por lo cual estará afectada tanto por fenómenos físicoquímicos de degradación así como por la acción de fuerzas mecánicas que actúan sobre el material.(31)

De los múltiples y sofisticados sistemas de estudio de la microfiltración que existen hoy el mayormente utilizado por ser el más accesible es el de la penetración de colorantes. Básicamente consiste en la introducción de los dientes extraídos y restaurados en el colorante por un tiempo

determinado, con o sin termociclado previo. El diente se secciona y se observa, valorando según distintas escalas el grado de filtración. (43)

El termociclado produce envejecimiento que puede ocurrir porque el agua caliente acelera la hidrólisis de los componentes de la interfase; o por el estrés generado en la interfase debido al mayor coeficiente de expansión térmica de las resinas compuestas en relación a la estructura dentaria. La repetida contracción/ expansión genera fuerza que pueden inducir fracturas y propagación de los espacios vacíos (brechas) a través de las interfases adhesivas que posteriormente abren la posibilidad al paso de fluidos. Esta técnica de envejecimiento degrada la interfase y puede producir microfiltración en las muestras de los grupos de estudio. (49)

En nuestro estudio se utilizó la solución de nitrato de plata al 50% para la coloración de las muestras y la escala de Miller para la medición de la microfiltración.

Los estudios de microfiltración hechos en laboratorio son un método aceptable para evaluar materiales restauradores adhesivos. Todas las resinas compuestas exhiben algún grado de contracción por polimerización.(49)

El uso de técnicas incrementales en la restauración con resinas compuestas goza de amplia aceptación y numerosos estudios apoyan su utilización afirmando que reducen las tensiones de la contracción de

polimerización y mejoran el sellado marginal. (63)

En nuestra investigación la técnica de restauración con la resina compuesta fue la incremental.

En nuestro estudio no se encontró diferencias estadísticamente significativas en los grados microfiltración marginal de restauraciones con resina compuesta filtek Z250 (3M) en cavidades de clase V al ser fotoactivadas con una lámpara LED o una lámpara de luz halógena donde ( $p>0,05$ ).

Pero las restauraciones con resina compuesta filtek Z250 (3M) fotoactivadas con lámpara de luz halógena presentaron grados de microfiltración marginal ligeramente mayor en comparación con las restauraciones con resina compuesta filtek Z250 (3M) fotoactivadas con lámpara LED, en un 13,30%, siendo esta diferencia estadísticamente no significativa.

Sin embargo, otros estudios verificaron que las lámparas de fotoactivación a base de LED promueven menos microfiltración marginal cuando son comparados con lámparas de luz halógena. Estos resultados sugieren que las actuales lámparas de fotoactivación a base de LED parecen ser una buena alternativa para fotoactivación de los materiales odontológicos, ya que no influye en la contracción de polimerización, garantizando las

propiedades mecánicas y proporcionando una mejor adaptación marginal. (38,39)

Otro estudio verifico una reducción de la microfiltración marginal en terminaciones situadas en la dentina, cuando se utilizó un aparato de fotoactivación a base de LED.(39)

A pesar de pequeñas diferencias metodológicas, los resultados de nuestra investigación no concuerdan con las siguientes investigaciones realizadas por:

CARRILLO GODOY A. (2005), quien al analizar los resultados en ambos casos los porcentajes de infiltración fueron bajos, las restauraciones fotoactivadas con lámpara LED tuvieron una infiltración de colorante en la interfase diente restauración menor, comparado con restauraciones fotoactivadas con lámpara convencional; esto debido a que se empleo una lámpara LED de mayor potencia que permitió obtener una polimerización más completa del material. (17)

VERNA E SILVA A. Y COLS (2008); donde evaluaron el sellado marginal de dos cementos resinosos duales fotoactivados por luz halógena y LED, para la dentina la infiltración marginal fue menor esto en función del cemento y no de la fuente activadora, siendo el cemento autoacondicionante.(66)

OBERHOLZER THEUNIS G. Y COLS (2004); quienes investigaron el

efecto de la fotoactivación con LED en la microfiltración de la resina compuesta, obteniendo que en la interfaz cemento dentina la infiltración fue significativamente menor ( $p=0,004$ ) cuando las restauraciones se fotoactivaron con unidades LEDs, y en la interfaz del esmalte no hubo diferencia significativa en la microfiltración ( $p=0,340$ ) esto debido al empleo de modos de foactivación distintos (39) y,

OBERHOLZER THEUNIS G; DU PEREZ IGNATUS C; KIDD M. (2005); quienes evaluaron el efecto de la polimerización con LED en la microfiltración, la fuerza de cizalla y la dureza de la superficie de la restauración de resina compuesta; no encontrando diferencias significativas en la microfiltración para el lado del esmalte; pero en el lado de la dentina se redujo significativamente la microfiltración solo con la lámpara LED Elipar Freelight que empleo un modo de fotoactivación gradual o soft start ( $p=0,01$ ). (38)

Pero los resultados de nuestra investigación son similares a los obtenidos por BURCAK CEHRELI, SEVI Y COLS (2009); quienes evaluaron el efecto de la polimerización LED sobre la integridad marginal de un sellador de resina ormocer; el análisis estadístico de tasas de filtración no revelaron diferencias significativas entre los grupos analizados ( $p>0,05$ ), aquí los tiempos de fotoactivación fueron menores de 10 segundos para lámparas LED y 30 segundos para lámpara de luz halógena, los

investigadores señalaron que la reducción del tiempo total de aplicación no compromete la integridad marginal del sellador de resina compuesta(11)

QUEIROZ .S; BANDECA M.C Y COLS (2009); quienes realizaron un estudio similar donde concluye que la utilización de diferentes unidades de curado con luz no tiene ninguna influencia sobre la integridad marginal de restauraciones de resina compuesta de clase II, y entonces las propiedades de las resinas compuestas son importantes para reducir la microfiltración. (48)

SENSI L. (2003); quien realizó el mismo estudio, los resultados fueron sometidos al análisis estadístico concluyendo que no hubo diferencias estadísticas entre los grupos para los dos los márgenes en esmalte ( $p = 0,8806$ ) y para los márgenes en la dentina ( $p = 0,2764$ ). La variación de la unidad de fotoactivación no dio lugar a diferencias del sellado marginal de restauraciones de clase V con resina compuesta. (58)

SILVA DOS SANTOS; y cols (2006); quienes evaluaron el efecto de polimerización por LED en la microfiltración marginal de restauraciones clase II de resina compuesta, donde los resultados fueron sometidos a análisis estadístico de Mann-Whitney, no mostrando diferencias estadísticas significativas entre los grupos, concluyendo que la microfiltración no fue afectada negativamente cuando se empleó el

aparato de LED para la fotoactivación, en este estudio el termociclado consistió en 250 ciclos con temperaturas de 5 y 55 ° C , fueron menos ciclos comparado con nuestro estudio(60) y,

HARADA Y COLS (2002); realizaron una investigación que tuvo como objetivo evaluar la capacidad de filtración marginal en restauraciones ocluso-mesiales y ocluso-dístaes de molares, las muestras se termociclaron con 1000 ciclos de 5°C y 55°C, pero los resultados demostraron que no se encontraron diferencias significativas entre los grupos usando la tecnología LED y la luz halógena. (30)

Cada estudio sigue una metodología similar para evaluar la microfiltración de resinas compuestas en laboratorio que pueden variar en marcas de resinas compuestas, en lámparas de fotoactivación, intensidades de la fuente de luz, en el tiempo y ciclos de termociclado, en el colorante empleado y tiempos de coloración, los cuales pueden influir o no en los resultados del estudio.

## CONCLUSIONES

### PRIMERA:

Las restauraciones con resina compuesta filtek Z250 (3M) en cavidades clase V fotoactivadas con una lámpara de luz halógena presentaron los siguientes grados de microfiltración marginal: el 23,30% presenta el grado 0; el 13,30% presenta el grado 1; el 33,30% presenta el grado 2 y el 30% representa el grado 3.

### SEGUNDA:

Las restauraciones con resina compuesta filtek Z250 (3M) en cavidades clase V fotoactivadas con una lámpara LED presentaron los siguientes grados de microfiltración marginal: el 36,70% presenta el grado 0; el 6,70% presenta el grado 1; el 33,30% presenta el grado 2 y el 23,30% representa al grado 3.

### **TERCERA:**

No hubieron diferencias significativas ( $p=0,396>0,05$ ) en el grado de microfiltración marginal de la pared cervical de cavidades de clase V restauradas con resina compuesta filtek Z250(3M) fotoactivadas con técnica convencional usando lámpara de luz halógena y lámpara LED respectivamente.

## RECOMENDACIONES

1. Se requieren nuevos estudios, siguiendo esta línea de investigación, para corroborar los resultados obtenidos y tener evidencia científica suficiente para aceptar las ventajas de estos sistemas de fotoactivación.
2. Realizar estudios in Vitro de otras propiedades de las resinas compuestas como la fuerza de adhesión a la dentina y esmalte, resistencia a la fractura, resistencia a la compresión y a la tracción, y contracción de polimerización, entre otras, fotoactivadas con lámpara LED y lámpara de luz halógena.
3. Realizar estudios del comportamiento de las restauraciones con resina compuestas fotoactivadas con lámpara LED in Vivo y compararlos con los resultados obtenidos in Vitro.
4. Realizar estudios in Vitro donde se compare la técnica de fotoactivación gradual con la técnica de fotoactivación convencional y ver su

influencia en la filtración marginal de las restauraciones de resina compuesta y sus propiedades.

5. Evaluar y comparar el comportamiento clínico a largo plazo de las restauraciones de resinas compuestas fotoactivadas con lámpara LED respecto de las resinas compuestas fotoactivadas con lámparas halógenas.
  
6. Emplear en investigaciones siguientes la evaluación por medio del microscopio electrónico de barrido para ver la relación existente entre el grado de microfiltración marginal y la presencia de brecha entre la restauración y el tejido dentario.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. **ANSETH, K. GOODNERL, M. REILL, M. KANNURPATTIL, A. NEWMAN S, AND BOWMANL, C.** The Influence of Comonomer Composition on Dimethacrylate Resin Properties for Dental Composites. J Dent Res August, (1996); 75(8): 1607-1612
2. **ANTONUCCI J., DICKENS S., FOWLER B., XU H., MCDONOUGH W.** Chemistry of Silanes: Interfaces in dental polymers and composites. Trans Acad Dent Mater (2003); 17: 81-109.
3. **ANUSAVICE K.** Phillips Ciencia de los Materiales Dentales. Undécima edición. Elsevier, Madrid, (2004).24-32.
4. **ANUSAVICE, K. J.,** "Ciencia de los materiales dentales". Décima edición. McGraw-Hill Interamericana, 1998.pp 283-311. Cap 12.
5. **BADER, M.,** "Profesor del área de Odontología Restauradora, Asignatura de Biomateriales Odontológicos, Facultad de Odontología, Universidad de Chile" .2005. Comunicación personal.44-45.
6. **BARATIERI, L.** Estética Restauraciones adhesivas en dientes fracturados.2 da edición. Impreso en Colombia. Editora Santos .2004.
7. **BAYNE, S. HEYMANN, H AND SWIFT, E.** Update on dental composite restorations. J Am Dent Assoc. (1994); 125(6): 687-701.

8. **BELVEDERE, P.** Posterior composites experiencing growth trend. *Dentistry Today* (1999); 18(3). 44, 46-47.
9. **BERGENHOLTZ G, COX C, LOESCHE W, SYED S.** Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *Journal of oral pathology* 1982; 11:439-450.
10. **BOWEN R. L.** Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidel methacrylate. (1962). US Patent 3000, 112.
11. **BURCAK, S; ARIKAN, S; GULSAHI, K.** Effect of LED Curing on Marginal Integrity of an Ormocer-based Sealant. *Journal of Dentistry for Children*, Volume 76, Number 1, January-April 2009, pp. 53-57(5)
12. **BURROW et al 1996;** citado por **DURAN, M.** en Influencia de retenciones mecánicas en cavidades clase V restauradas con ionomero de vidrio modificado con resina. Memoria para optar el título profesional de Cirujano Dentista. 2004. Universidad de Talca Facultad de Ciencias de la Salud. Chile.p.14-15.
13. **BRÄNNSTRÖM M.** Smear layer: pathological ad treatment considerations. *Operative dentistry* 1984; 3 Suplemento: 35-42.
14. **CABANES GUMBAU G.** "Fuentes lumínicas para la fotoactivación". *Quintessence*. (2003). (ed. Esp.); 16(3): 171-77.
15. **CAETANO, N; RENE, V.** Influencia de la fotopolimerización gradual en

- el estrés de contracción en restauraciones de resina compuesta. Acta Odontológica Venezolana. 2008. v.46 n.3 Disponible en: [http://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/fotopolimerizacion\\_gradual\\_resina\\_compuesta.asp](http://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/fotopolimerizacion_gradual_resina_compuesta.asp)
16. **CALATRAVA L.** La microfiltración como problema clínico. Acta Odontológica Venezolana.1987.Nº 3.p.441-450.
17. **CARRILLO, A.** Análisis Comparativo *In Vitro* Del Sellado Marginal De Restauraciones De Resina Compuesta Activadas Con Lámpara Convencional Y Lámpara L.E.D [Trabajo de investigación]. Santiago-Chile. Universidad de Chile.2005.Disponible en: <http://biblioteca.universia.net/ficha.do?id=37096242>
18. **CAUGMAN WF, RUEGGERBERG FA.** Shedding new light on composite polymerization. Oper Dent; 27: 636-638. (2002)
19. **CHAIN M. CAMARGO C. ANDRIANI O.** Estética: Dominando os desejos e controlando as expectativas. En: Estética. Capítulo cuatro. Alves, R. Nogueira, E. Volumen tres. Editorial Arte y Ciencia Médica Latinoamericana. São Paulo. Brasil. (2002).184-189.
20. **DAVIDSON C., FEILZER A.** Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent. (1997) Nov; 25(6):435-40.
21. **DAVIDSON-KABAN SS, DAVIDSON CL, FEILZER AJ, DE GEE AJ Y**

- ERDILEK N.** The effect of curing Light variations on bula curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater*, 1997;13:344-52
22. **DE MAGALHAES 1999**; citado por **DURAN, M.** en Influencia de retenciones mecánicas en cavidades clase V restauradas con ionomero de vidrio modificado con resina. Memoria para optar el título profesional de Cirujano Dentista. 2004. Universidad de Talca Facultad de Ciencias de la Salud. Chile.p.24-35
23. **DURAN, M.** Influencia de retenciones mecánicas en cavidades clase V restauradas con ionomero de vidrio modificado con resina. Memoria para optar el título profesional de Cirujano Dentista. 2004. Universidad de Talca Facultad de Ciencias de la Salud. Chile.36-37.
24. **FEILZER AJ, DOOREN LH, DE GEE AJ, VERHEYJC Y DAVIDSON CL.** Marginal continuity of composite restorations versus curing light intensity. *J Dent Res*, 1995; 74(3): 930 (abstr#155).
25. **FENG L, SUH BI.** A mechanism on why slower polymerization of a dental composite produces lower contraction stress. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* (2006); 78: 63-9.
26. **FERRACANE JL, ADAY P, MATSUMOTO H, MARKERER VA.** Relationship between shade and depth of cure for light activated dental composite resins. *Dent Mater*; 2:80-84. (1986)

27. **FONG, H. DICKENS, S. FLAIM, G.** Evaluation of dental restorative composites containing polyhedral oligomeric silsesquioxane methacrylate. *Dent Mater* (2005); 21: 520-9.
28. **FORTIN D, VARGAS M.** The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc*; 131: 22S-30S. (2000)
29. **FORTIN, D. VARGAS, M.** The spectrum of composites: New techniques and materials. *J AM Dent Assoc.* (2000); 131(1). 26-37.
30. **Harada, K.M.** Effect of light emitting diode curing on composite resin Microleakage. *J. Dent. Res.* 81 Sp. Iss. Abs: 485, 2002.
31. **HARO, C.** Influencia sobre la adhesión a dentina del factor de Configuración cavitario y la Polimerización con tres fuentes Lumínicas diferentes. [Tesis Doctoral]. Universidad de Granada.2006.Disponible en : [hera.ugr.es/tesisugr/16151380.pdf](http://hera.ugr.es/tesisugr/16151380.pdf)
32. **HOFMANN N, HUGO B, SCHUBERT K, KLAIBER B.** Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photo-activated resin composites. *Clin Oral Investig*; 4: 140-147. (2000)
33. **JORDAN RE.** Composites en Odontología Estetica. 1a ed. Barcelona: Masson; (1994).67-69.
34. **LA FUENTE, D; BLANCO, R; BRENES, A.** Efecto del tipo de lámpara de Fotocurado en la Polimerización de varias resinas. Publicación

Científica Facultad de Odontología de la universidad de Costa Rica.2005. N°7.p.89-95. Disponible en: [www.latindex.ucr.ac.cr/descargador.php?archivo=odo002-16](http://www.latindex.ucr.ac.cr/descargador.php?archivo=odo002-16)

35. **LANATA, E.** Atlas de operatoria dental.1ra edición. Buenos aires. Alfaomega grupo editor argentino.2008.456p.
36. **LEONARD DL, CHARLTON DG, ROBERTS HR, HILTON TJ, ZIONIC A.** Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and microlilled composite. Oper Dent; 26:176-180. (2001)
37. **MC CABE J. KAGI S.** Mechanical Properties of a composite inlay material following post-curing. Br. Dent J. (1991); 246-248.
38. **OBERHOLZER, G; DU PEREZ, C; KIDD, M.** Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. Biomaterials. 2005;26(18):3981-6.
39. **OBERHOLZER TG, SCHUMENEMANN M, KIDD M.** Effect of LED curing on microleakage and microhardness of class V resin-based composite restorations. Int Dent J.2004;54(1):15
40. **OBICI AC, SINHORETI MA, GOES MF, CONSANI S, SOBRINO LC.** Effect of the photo - activation on polymerization shrinkage of restorative composites. Oper Dent. (2002); 27: 192-8.
41. **PARK SH, KREJCI I, LUTZ F.** Microhardness of resin composites

- polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. Oper Dent; 27: 30-37. (2002)
42. **PERALTA, C.** Comparación de la resistencia de unión de cerámica adherida a estructura dentaria, después de utilizar diferentes modos de fotopolimerización. [Tesis Doctoral]. España. Universidad Complutense de Madrid. 2004. p.99-105. Disponible en: [eprints.ucm.es/tesis/odo/ucm-t27984.pdf](http://eprints.ucm.es/tesis/odo/ucm-t27984.pdf) .
43. **PEREIRA, N; JORDÁN, A.** Microfiltración De Restauraciones Clase V De Resina Compuesta Colocadas con un Adhesivo Auto-Acondicionante y un Adhesivo De Grabado Total. Revista Odous Científica. 2007. vol. VIII, no. 2 .p.11-20. Disponible en: [servicio.cid.uc.edu.ve/odontologia/revista/v8n2/art2.pdf](http://servicio.cid.uc.edu.ve/odontologia/revista/v8n2/art2.pdf)
44. **PEREZ, M; PULGAR, R.** Influencia de la fuente de fotoactivación y del espesor sobre la variación del color y traslucidez de los nuevos composites. [Memoria de Doctor]. Universidad de Granada. 2006. p.106-109. Disponible en: [hera.ugr.es/tesisugr/1654089x.pdf](http://hera.ugr.es/tesisugr/1654089x.pdf)
45. **PHILLIPS, R.**, “La ciencia de los materiales dentales”. Octava edición. Interamericana. 1987. pp: 226-260. Cap 14.
46. **PILO R, CARDASH HS.** Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. Dent Mater; 8: 299-304.(1992)

47. **POLIT –HUNGLER** .Investigación Científica en Ciencias de la Salud. 5ta edición. México. Editorial Mc Graw-Hill. Interamericana. 1997. p.50-80.
48. **QUEIROZ, S; BANDÉCA, M; CALIXTO, L.** Effect of light-curing units on microleakage under dental composite resins. Pract Proced Aesthet Dent. 2006 Jul; 18(6):345-51; quiz 352.
49. **RAMÍREZ, R; SETIÉN, V.** Microfiltración en cavidades clase II restauradas con resinas compuestas de baja contracción. Acta odontológica. Venezolana 2009.vol.47 n.1.Disponible en:  
[http://www.actaodontologica.com/ediciones/2009/1/microfiltracion\\_cavidades\\_resinas\\_compuestas\\_baja\\_contraccion.asp](http://www.actaodontologica.com/ediciones/2009/1/microfiltracion_cavidades_resinas_compuestas_baja_contraccion.asp)
50. **ROBLES G V.** Contracción de polimerización de los nuevos composites utilizando diferentes protocolos de fotoactivación. Tesis doctoral, Universidad de Granada, (2005).p.122-139.
51. **RODRIGUEZ, D; PEREIRA, N.** Evolución y tendencias actuales en resinas compuestas. Acta Odontológica Venezolana. dic. 2008.v.46 n.3. Disponible en:[http://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion\\_tendencias\\_resinas\\_compuestas.asp](http://www.actaodontologica.com/ediciones/2008/3/evolucion_tendencias_resinas_compuestas.asp)
52. **ROGELIO, L.** Diseño de Investigaciones en Ciencias de la salud y sus fundamentos epistemológicos. 1ra edición. Bogota-Colombia.2001.Cap.3.p.78-99.

53. **RUEGGERBERG FA, CAUGHMAN WF, CURTIS JW JR.** Effect of the intensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent; 19: 26-32. (1994)
54. **RUEGGERBERG FA., CAUGHMAN WF.** "Factors affecting light transmission of single-use, plastic light-curing tips". Operative Dentistry. (1998). 23:179-184.
55. **SÁNCHEZ, L; ESPÍAS, A.** La fotopolimerización en 2002. Avances en Odontología. Madrid 2004. vol.20 n.6. Disponible en : [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0213-12852004000600003](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0213-12852004000600003)
56. **SARAVIA, M.** Led: luz emitida por diodos por la fotopolimerización de resinas compuestas usadas en odontología restauradora. Odontología Online. Lima - Perú. 2005. Disponible en: <http://www.odontologia-online.com/verarticulo/Led: luz emitida por diodos por la fotopolimerizacion de resinas compuestas usadas en odontologia restauradora.html>
57. **SCHMIDSEDEIR J.** Atlas de Odontología Estética. Edición Española. Ed. Masson. Barcelona, (1999). p.30-32.
58. **SENSI, L.** Efeito da unidade de fotoativação (halógena/leds) no selamento marginal de restaurações de resina composta. 2003. 87f. Dissertação (Mestrado em Odontologia - opção Dentística) – Programa

de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis

59. **SENSI, L.G. y cols.** Effect of Light Curing Unit on Composite Resin Microleakage. J. Dent. Res. Abs:1880, 2004.p.10.
60. **SILVA, I; PONTES, D.** Efecto de polimerización LED en la microfiltración marginal de restauraciones clase II de resina compuesta". Revista de Odontología da UNESP. 2006. Vol. 35(4). p. 293-98. Disponible en: [rou.hostcentral.com.br/PDF/v35n4a10.pdf](http://rou.hostcentral.com.br/PDF/v35n4a10.pdf) .
61. **SPRANGER** citado por **DURAN, M.** en Influencia de retenciones mecánicas en cavidades clase V restauradas con ionomero de vidrio modificado con resina. Memoria para optar el título profesional de Cirujano Dentista. 2004. Universidad de Talca Facultad de Ciencias de la Salud. Chile.p.56.
62. **SPRANGER et al 1995;** citado por **DURAN, M.** en Influencia de retenciones mecánicas en cavidades clase V restauradas con ionomero de vidrio modificado con resina. Memoria para optar el título profesional de Cirujano Dentista. 2004. Universidad de Talca Facultad de Ciencias de la Salud. Chile.p.14-15
63. **STURDEVANT, C.M., ROBERSON, T., HEYMANN, H., STURDEVANT, J.** "Operatoria dental" Tercera edición, Harcourt Brace, 1996.pp:253-265. Cap 6.

64. **THOMAS, K.** Polimerización iniciada mediante luz: claros y oscuros de las nuevas técnicas .Ideas y Trabajos Odontoestomatológicos. 2001. vol. 2(1) .p.29-37. Disponible en: [www.nexusediciones.com/pdf/it2001\\_1/it-2-1-004.pdf](http://www.nexusediciones.com/pdf/it2001_1/it-2-1-004.pdf).
65. **VENHOVEN BAM, DE GEE AJ, DAVIDSON CL.** Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. Biomaterials; 17: 2313-2318. (1996)
66. **VERNA, A; YURI, C; SOARES, L.** Evaluación de la microfiltración en la interface diente/cemento resinoso/porcelana utilizando luz halógena o LED: estudio in Vitro. Revista de Odontología de la Universidad Ciudad de São Paulo. 2008 enero –abril.vol 20(1).p.23-9.Disponible en:[http://www.cidadesp.edu.br/old/revista\\_odontologia/.../unicid\\_2008\\_23\\_29.pdf](http://www.cidadesp.edu.br/old/revista_odontologia/.../unicid_2008_23_29.pdf)
67. **VILLEGAS, M.** Análisis comparativo in Vitro de la tensión Diametral en restauraciones realizadas con Resinas compuestas fotopolimerizadas con Lámparas halógenas y lámparas l.e.d. [Trabajo de investigación].Santiago-Chile. Universidad de Chile .2005.p.90-96. Disponible en:[http://www.cybertesis.cl/tesis/uchile/2005/villegas\\_m/.../villegas\\_m.pdf](http://www.cybertesis.cl/tesis/uchile/2005/villegas_m/.../villegas_m.pdf)

# **ANEXOS**

# **ANEXO N°1**

## FICHA DE OBSERVACIÓN IN VITRO DE MICROFILTRACIÓN

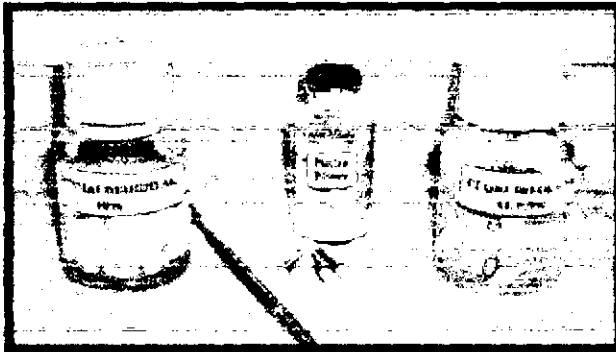
TIPO DE LUZ	LUZ HALÓGENA	LED
Nº DE CASOS	MICROFILTRACIÓN	
	GRADOS	
1	0	2
2	0	3
3	0	3
4	3	0
5	3	0
6	2	2
7	2	3
8	2	0
9	1	2
10	1	3
11	3	2
12	0	3
13	3	3
14	2	2
15	2	0
16	2	0
17	2	1
18	2	2
19	3	0
20	3	1
21	3	2
22	1	0
23	0	2
24	2	0
25	3	2
26	0	0
27	1	3
28	0	2
29	2	0
30	3	0

VARIABLE	INDICADOR	SUBINDICADORES
Microfiltración marginal en cavidades clase V.	Escalas de Miller & col.	Grado 0: No microfiltración. Grado 1: Microfiltración en la mitad marginal de la pared cervical. Grado 2: Microfiltración hasta más allá de la mitad marginal de la pared cervical Grado 3: Microfiltración hasta la pared axial de la cavidad.

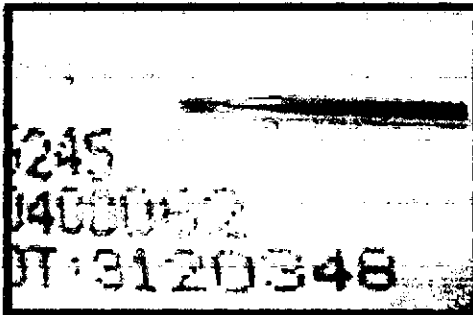
# **ANEXO N°2**

## FOTOGRAFIAS DEL PROCEDIMIENTO DEL LABORATORIO

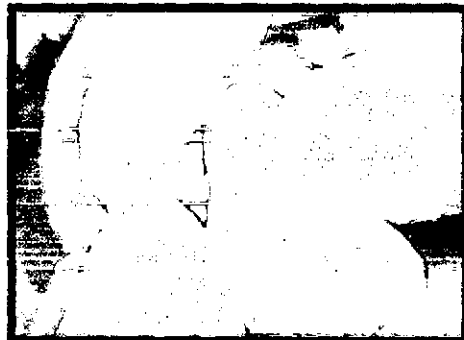
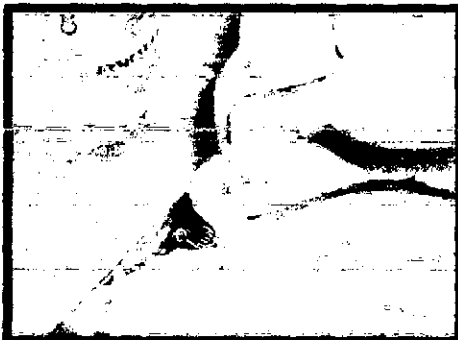
### 1. Preparación inicial de la muestra



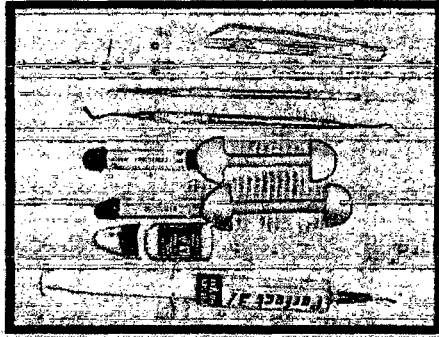
### 2. Preparación Cavitaria



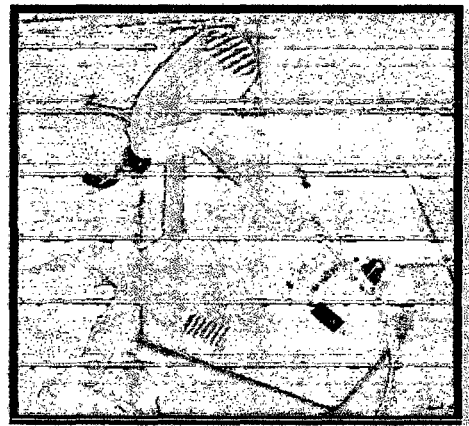
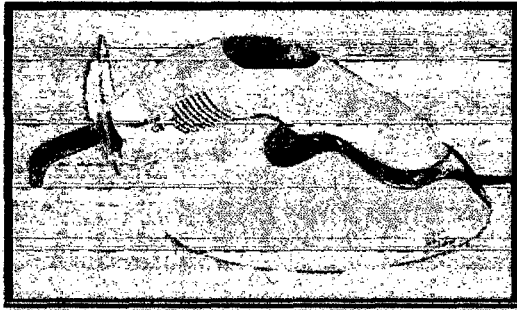
Fresa de carburo tungsteno N° 245



### 3. Material de restauración



### 4. Sistemas de Activación

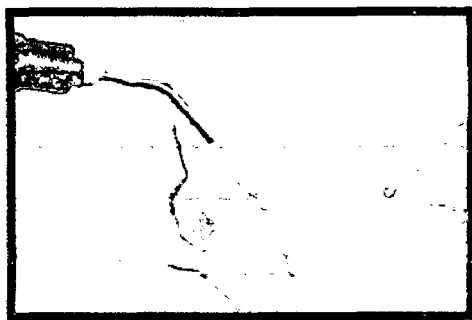


Lámpara LED de Ivoclar  
Vivadent bluephase C8

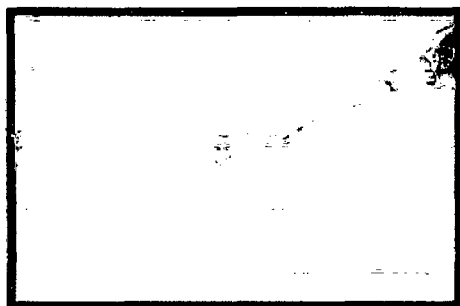


Se mide la intensidad luminosa  
de cada lámpara con el  
radiómetro de polimerización  
Optilux

5. Preparación de las piezas dentarias para la restauración con resina compuesta



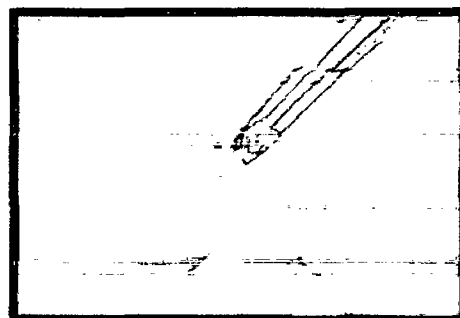
Grabado acido en esmalte con acido fosfórico al 37%



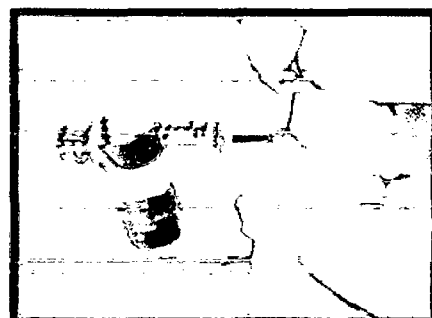
Grabado acido en dentina con acido fosfórico al 37%



Lavado con chorro de agua



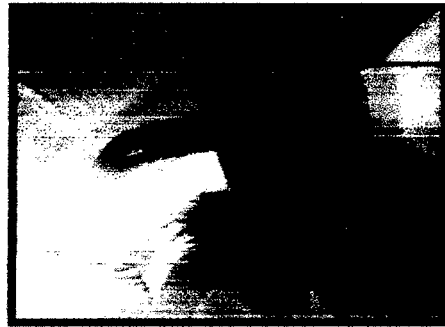
Secado con papel absorbente



Aplicación del adhesivo Adper single Bond 2

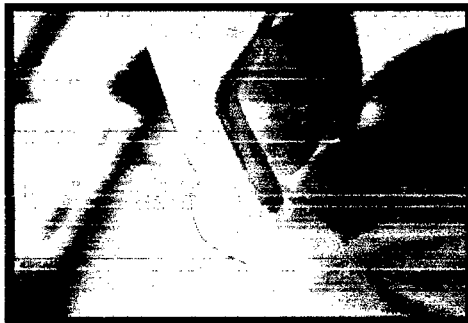


Se aplica un suave chorro de aire

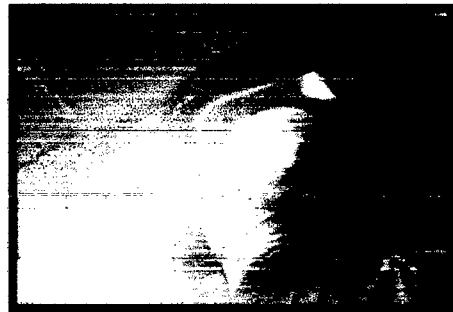


Fotoactivación

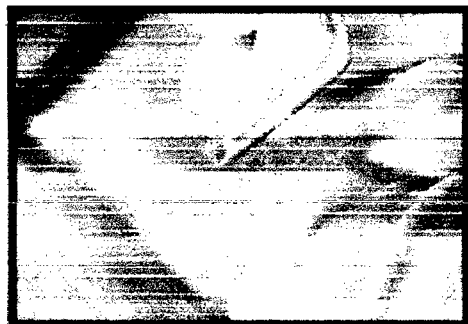
## 6. Técnica de restauración



Primer incremento hacia la pared oclusal



Fotoactivación



Segundo incremento hacia cervical



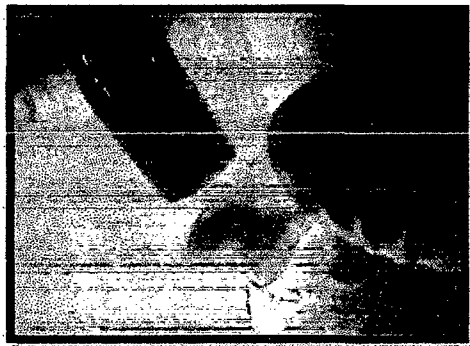
Fotoactivación



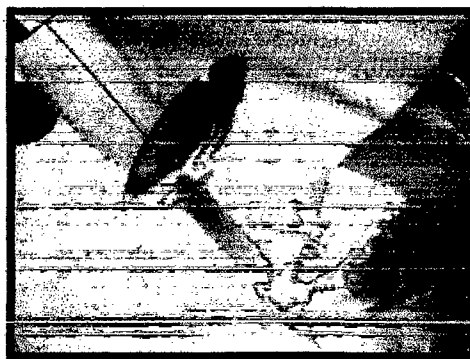
Tercer incremento



Se termina con pincel pelo de Martha

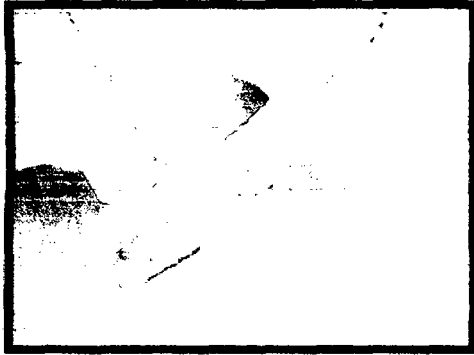


Fotoactivación con  
lámpara de luz halógena



Fotoactivación con  
lámpara LED (grupo I)

7. Pulido y acabado de la restauración.

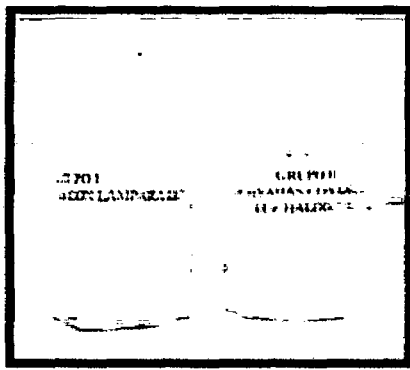


Con fresa multilaminada

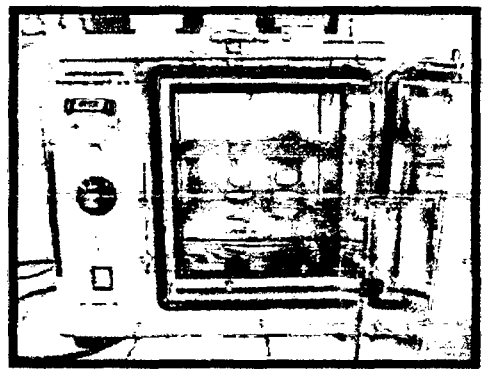


Con discos Soflex

8. Muestras llevadas a una estufa a 37°C por 7 días.

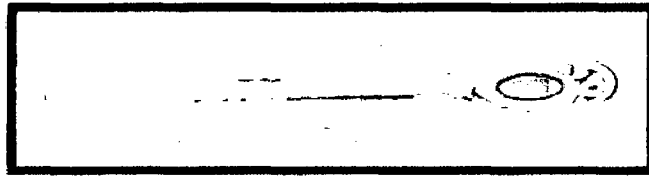


Se depositan en frascos de vidrio con cloruro de sodio 0.9%

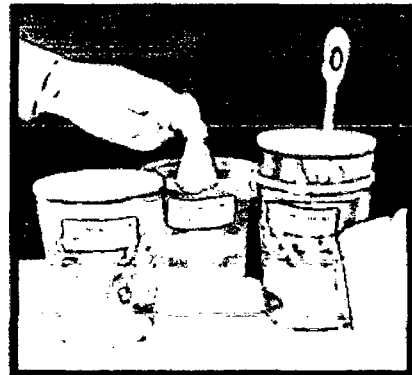


Incubador

9. Se realizó el Termociclado

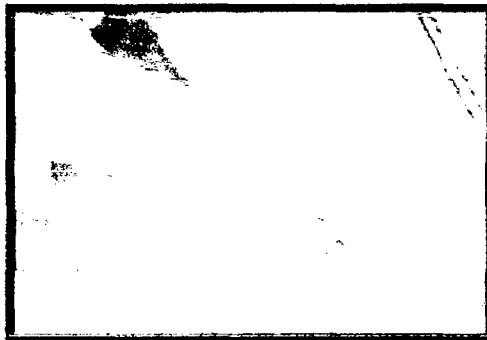


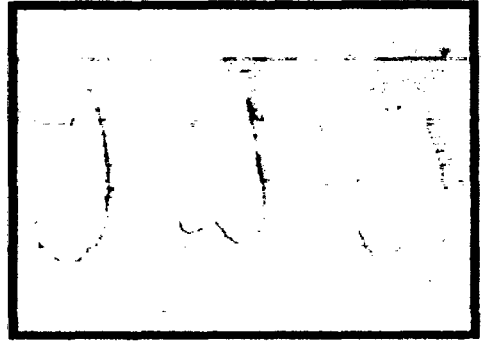
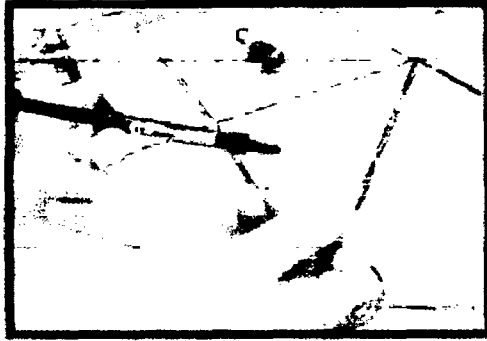
Termómetro Digital



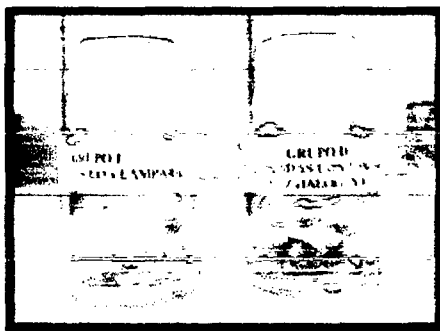
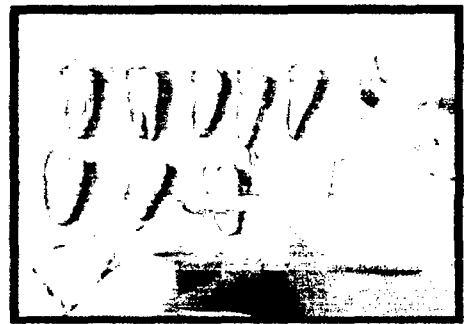
10. Preparación de las muestras para la tinción

Sellado de los ápices abiertos con resina fluida

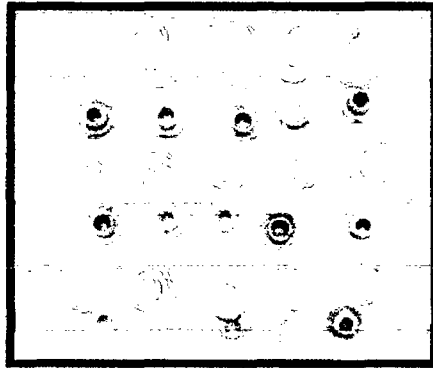




Pincelado de las piezas dentarias con esmalte de uñas dos capas.



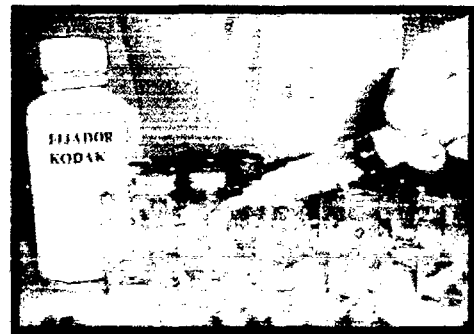
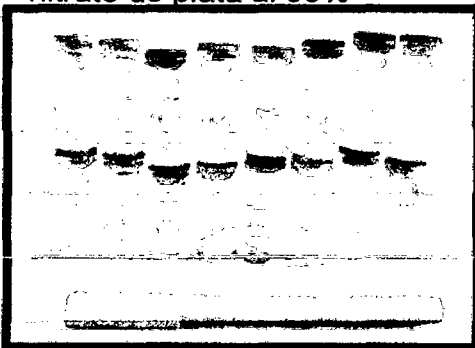
## 11. Tinción de las muestras



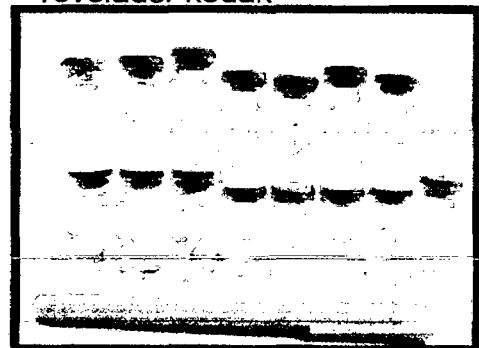
Se coloca las muestras en pequeños frascos de vidrio



Muestras sumergidas en  
nitrato de plata al 50%



Muestras sumergidas en  
revelador kodak



Frascos rotulados

12. Sección de las piezas dentarias preparándolas para la observación en el estereoscopio



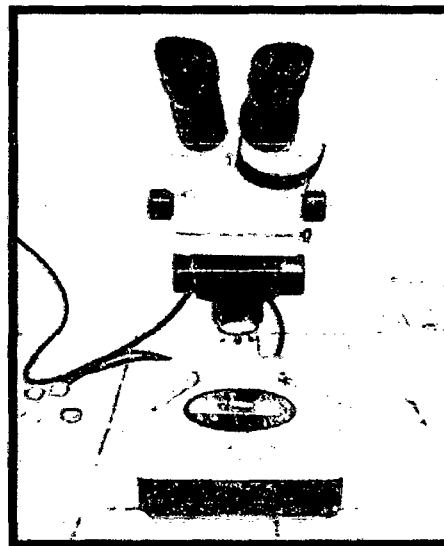
Se realiza el corte con disco de diamante biactivo



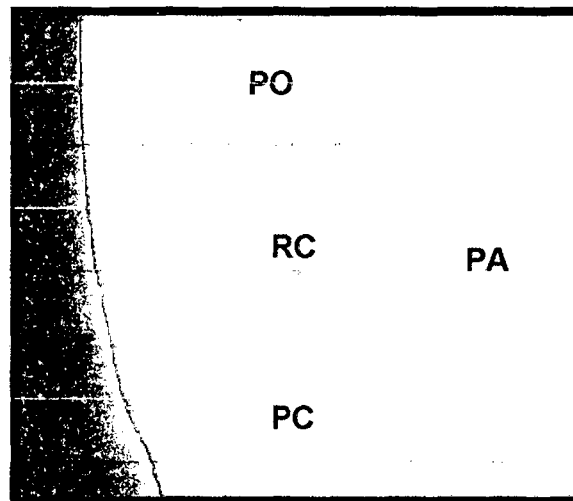
Pulido con discos soflex

13. Fotografías de cada grado de microfiltración visto desde el estereoscopio óptico.

**Estereoscopio óptico**

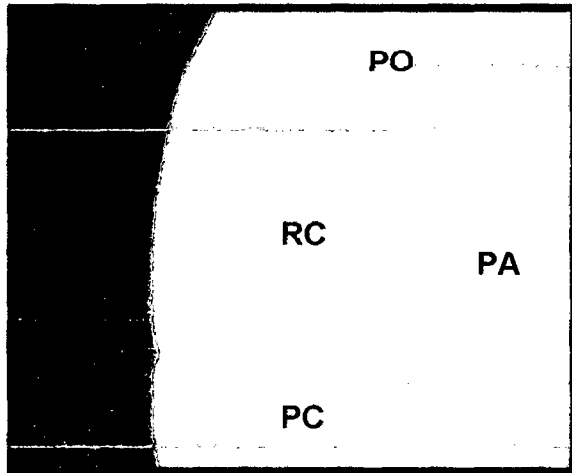


**GRADO 0**



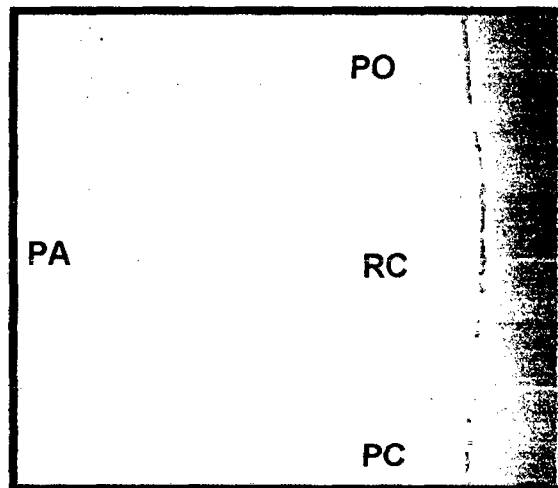
Resina Filtek Z250 fotoactivada con luz halógena.

**GRADO 1**



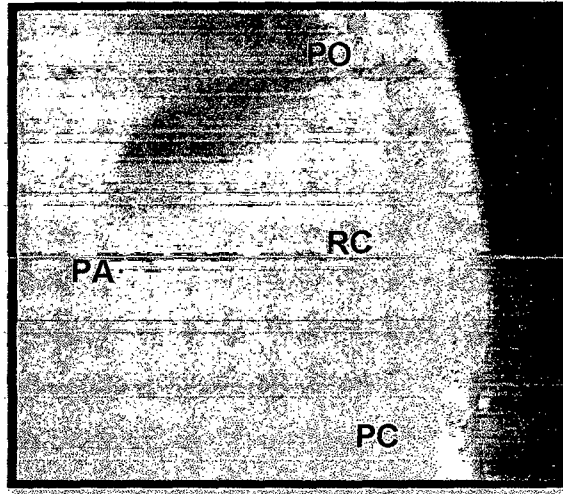
Resina Filtek Z250 fotoactivada con luz halógena.

**GRADO 2**



Resina Filtek Z250 fotoactivada con LED.

**GRADO 3**



Resina Filtek Z250 fotoactivada con LED.