

INTRODUCCIÓN.

El principal objetivo de la Odontología Restauradora es devolver la anatomía y funcionalidad a aquellas piezas dentarias en donde existe una pérdida de sustancia y/o un debilitamiento de los tejidos, ya sea consecuencia de traumatismos, malformaciones o la presencia de caries dental.

Para el sector posterior, la amalgama de plata ha sido por años la primera elección en restauraciones Clase I y Clase II, dejando a su vez un espectro muy reducido de indicaciones tanto a las resinas compuestas como a las incrustaciones metálicas. Las razones de su gran aceptación son numerosas ya que comparadas con otros materiales de restauración es de fácil manejo, bajo costo, gran duración clínica y presenta cierta flexibilidad a las variaciones en su manipulación. (1)

Pese a lo anterior, su uso en los últimos años se ha ido limitando debido principalmente a la demanda por parte de los pacientes de restauraciones estéticas. Otro aspecto que ha jugado en contra del uso de la amalgama de plata es la posible contaminación tanto como del paciente como del profesional a causa del mercurio presente en su composición. (2)

Es así como se ha ido reemplazando el uso de la amalgama de plata por el uso de resinas compuestas para la rehabilitación de piezas dentales dañadas tales

como en cavidades del sector anterior como en premolares y molares inferiores, lugares en donde la estética juega un papel importante.

Por esto, las resinas compuestas constituyen, en la actualidad, uno de los materiales dentales de mayor uso y desarrollo en el ámbito odontológico a nivel mundial. Esto se debe principalmente a sus cualidades estéticas y a su cómoda manipulación directa sobre las preparaciones cavitarias (3). Estos materiales además poseen la cualidad de adherirse a los tejidos dentarios mediante un sistema adhesivo, lo cual permite realizar preparaciones cavitarias más conservadoras sin la necesidad de recurrir al uso de elementos retentivos. Esto resulta en una menor pérdida de tejido sano ya que la preparación se limita solamente a la remoción de tejido dañado. (4)

Inicialmente las resinas compuestas, una vez completada su mezcla, iniciaban inmediatamente el proceso de polimerización que como resultado daba una resina en estado sólido. Actualmente, luego de un largo proceso de desarrollo y avance, las resinas compuestas polimerizan tras sufrir un proceso de fotoactivación mediante una fuente lumínica con lo que se logró mejorar algunas características de las resinas compuestas como son la inestabilidad del color, mayor resistencia mecánica al mismo tiempo que se obtuvo un mayor tiempo de trabajo útil. (5)

Históricamente, como sistema de activación lumínico, la luz ultravioleta fue la primera en ser utilizada en la década de los años setenta, pero ésta fue

cambiada rápidamente por su escasa capacidad de penetración, lentitud de polimerización y riesgo de dermatosis o lesiones oculares.(6)

Una vez discontinuado el uso de luz ultravioleta como sistema de activación, varias han sido las fuentes lumínicas utilizadas para polimerizar estos materiales. Éstas se pueden clasificar en función del tipo de fuente de luz emisora; es así que tenemos: (5)

- 1) Lámparas halógenas.
- 2) Lámparas de arco de plasma.
- 3) Lámparas láser.
- 4) Lámparas de luz emitida por diodos.(L.E.D.)

El uso de lámparas en base a láser y de arco de plasma está muy cuestionado en la actualidad por sus efectos deletéreos en las propiedades finales de las resinas compuestas y por la dificultad de estas lámparas para conseguir la polimerización.

Desde mediados de los ochenta y hasta nuestros días, la principal fuente de iluminación ha sido y sigue siendo la lámpara de luz halógena. Esta lámpara presenta un foco constituido por un filamento de cuarzo-tungsteno, el cual emite una luz blanca que gracias a la presencia de un filtro sólo permite dejar al conductor un haz de luz azul. Dicho haz de luz activará al foto iniciador para permitir la polimerización del material restaurador.(6,7)

En el año 1995, aparecen en el mercado las lámparas de foto curado tipo L.E.D. Esta tecnología consiste en lámparas que presentan diodos simétricamente ordenados que emiten una luz azul entre 440-490 nm. con un peak en los 460 nm., (9) lo que permite activar el fotoiniciador y producir la polimerización del material.(8).

El fotoiniciador más comúnmente utilizado es la Canforquinona. Ésta absorbe energía a un espectro de luz visible entre 400 y 500 nm. con un peak ideal de 468 nm. Este valor coincide con el espectro emitido por lámparas L.E.D., lo que les daría a éstas una mayor eficiencia en la foto activación.(10)

Si bien ha habido un gran avance en el desarrollo de las resinas compuestas, aún la manipulación de este material es delicada y para lograr óptimos resultados es necesario mantener determinadas condiciones tanto en el campo operatorio, como en la manipulación del material al interior de la pieza dentaria. Es aquí, en la manipulación del material, en la que el Odontólogo debe luchar en contra de una de las desventajas inherentes a las resinas compuestas, como es la llamada “Contracción de Polimerización”, la que alteraría la adaptación del material restaurador a la pieza dentaria, dejando una brecha entre el diente y la restauración permitiendo el paso de fluidos y microorganismos, pudiendo generar a mediano o largo plazo una recidiva de la caries dental, no logrando los objetivos de la Odontología restauradora.(11)

En teoría las lámparas de foto curado tipo L.E.D., por tener un proceso incremental de emisión de luz, disminuirían la tensión interna de la resina compuesta al momento de la polimerización lo cual llevaría a una menor formación de brecha marginal.

El siguiente trabajo de investigación apunta a realizar un análisis en la formación de brecha marginal de una misma resina, con el mismo sistema adhesivo, pero bajo una luz de polimerización distinta: Lámpara halógena convencional versus lámpara de luz emitida por diodos.

MARCO TEÓRICO.

En la actualidad la modalidad de tratamiento de la caries dental se basa en un enfoque preventivo, dado por una mayor utilización de fluoruros desde edades tempranas y una adecuada educación a la población sobre los factores de riesgo, higiene y dieta, en conjunto de controles periódicos con el Odontólogo.

Sin embargo, pese al esfuerzo de la comunidad Odontológica para tratar de disminuir la prevalencia de la caries dental, esta sigue siendo la principal causa de pérdida de piezas dentarias a nivel mundial. (11)

La caries dental es el resultado de una constante pérdida de minerales, producto de un desequilibrio entre los procesos de desmineralización y remineralización causado por la actividad metabólica de la placa bacteriana. En sí, esta patología infectocontagiosa es intangible e imposible de remover como tal, siendo solamente los tejidos dañados por ella los que se pueden remover y posteriormente reconstituir, teniendo en cuenta que este tratamiento restaurador no mejora la salud bucal sino que limita el daño ya causado por la enfermedad.(12)

En este campo es donde la Odontología Restauradora posee un papel importante y debe tener en cuenta los objetivos de: (13)

- 1) Recuperar y mantener el equilibrio del ecosistema bucal.

- 2) Devolver y mantener la salud del complejo pulpo-dentina y de la estructura ósea periapical.
- 3) Devolver la forma anatómica y por lo tanto, la función de las estructuras dañadas.
- 4) Lograr integridad marginal, es decir, que la interfase entre diente y restauración sea igual a cero, o en caso contrario, la mínima posible.
- 5) Lograr armonía óptica entre el material restaurador y la estructura dentaria.

Para lo anterior, en los últimos años hemos tenido a nuestra disposición una serie de materiales restauradores, los que podemos clasificar en: (14)

- 1) Materiales rígidos de obturación indirecta.
- 2) Materiales plásticos de obturación directa.

Dentro de los últimos encontramos algunos materiales de origen metálico como la amalgama de plata, otros de origen cerámico como los cementos de aluminio silicato, de origen orgánico como las resinas acrílicas y materiales combinados entre los cuales las resinas compuestas son los más utilizados en la actualidad.(11)

Las resinas compuestas fueron creadas por el Dr. R. L. Bowen quien dio a conocer un nuevo concepto de material que se basaba en el uso de un monómero distinto al Metacrilato de Metilo, presente en las Resinas Acrílicas, de mayor peso molecular y por lo tanto más estable, que denominó BIS-GMA, al cual le agregó un refuerzo en base a cuarzo que hacía disminuir la cantidad de monómero por unidad de volumen. Esto modificó en forma positiva la resistencia mecánica del material, además de reducir el coeficiente de expansión térmica y la contracción de polimerización.(16)

Es así como las resinas compuestas se clasifican como un material plástico de obturación directa y se definen como una combinación tridimensional de dos materiales diferentes e incompatibles entre sí, unidos por un agente de acoplamiento(18), debido a que en su composición encontramos 3 fases: (19)

- 1) Una matriz orgánica, compuesta principalmente por BIS-GMA y/o UDMA (Dimetacrilato de Uretano), que actúa como fase continua y determina el endurecimiento del material.

- 2) Una fase inorgánica, constituida por partículas de relleno en base a sílice y/o cuarzo, que dan refuerzo mecánico a la mezcla, además de transmitir y dispersar la luz, proporcionando al material un aspecto más translúcido.

- 3) Una fase de acoplamiento, dada por algún tipo de vinil silano, con el cual se tratan superficialmente las partículas inorgánicas para permitir su interacción con la matriz monomérica.

En un comienzo este material se presentó bajo la forma de un polvo y un líquido, el cual al realizar la mezcla y endurecer, quedaba constituida la resina. Al pasar de los años y gracias a múltiples investigaciones, las resinas compuestas cambiaron su presentación comercial a la forma de 2 pastas: Una base y una catalizadora.(17)

Debido a la alta viscosidad del BIS-GMA, se hizo necesaria su mezcla con otros monómeros, como el EGDMA (Metacrilato de Etilenglicol) y TEGDMA (Metacrilato de Trietilenglicol) para así disminuirla y obtener una masa de consistencia adecuada para ser usada clínicamente. Si bien lo anterior era un proceso beneficioso que facilitaba la manipulación del material, esta mezcla debía ser hecha en forma cuidadosa para no aumentar la contracción de polimerización, debido a que EGDMA y TEGDMA son monómeros de menor peso molecular, en comparación con BIS-GMA.(20)

Los primeros composites presentes en el mercado fueron denominados de **macro-relleno** debido al tamaño de las partículas de cuarzo presentes en su estructura (10 a 100 micrones). Esta fase habitualmente constituía el 50% en volumen del total de la masa de resina (75% en peso), obteniéndose una pasta de gran rigidez.(19) La ventaja de utilizar partículas de cuarzo como relleno se

basaba en las excelentes propiedades ópticas que poseía, sin embargo, su alta dureza y radiolucidez jugaban en su contra. El tamaño y la dureza de las partículas de relleno en comparación con la matriz orgánica, se traducían clínicamente en la obtención de una restauración con una superficie pobremente pulida. Este hecho determinó el desarrollo de nuevos tipos de composites, en los cuales se produjo un cambio sustancial a nivel de la fase de relleno.(17)

Gracias al reemplazo de los cristales de cuarzo por sílice amorfo (silicato de vidrio) y a la utilización de partículas más pequeñas (0.01 a 0.04 micrones), se pudo contar con un tipo nuevo de material, la resina compuesta de **micro-relleno**.(13, 19) Lamentablemente, su alta estética y terminación superficial contrastaban con sus propiedades físicas y mecánicas inferiores en comparación a su predecesora. La causa de esta situación era su bajo porcentaje de relleno, siendo este solo cercano al 40% del volumen total del material (60% en peso). Como una forma de superar las bajas propiedades mecánicas exhibidas, se decidió adicionar al material partículas de resina ya polimerizadas (1 a 20 micrones) disminuyendo de esta manera la cantidad de monómero a polimerizar por unidad de volumen. Esta variación recibió el nombre de **composite de micro-relleno heterogéneo**, para diferenciarlo de aquel sin modificaciones que pasó a llamarse homogéneo.(19)

Como una alternativa a los anteriores, surgieron los **composites híbridos**, en los cuales se combinaron las características de resistencia de las resinas de macro-relleno y las ventajas de pulido de micro-relleno. Para obtener tales

cualidades fue necesaria la incorporación de 2 tipos de partículas a la fase inorgánica: las de micro-relleno, con un tamaño aproximado de 0.04 micrones, y las de macro-relleno mejoradas con un tamaño de 1 a 10 micrones.(19)

Con el fin de mejorar aún más las propiedades estéticas de los composites, preservando las propiedades mecánicas, surgen los sistemas de resinas compuestas **microhíbridas**.

Estos composites están constituidos por partículas de relleno que oscilan entre los 0.004 – 2.3 micrones, con tamaño promedio de partículas 0.4 y 0.8 micrones. Ellos presentan muy buenas propiedades estéticas, una alta capacidad de pulido y buena resistencia a la abrasión.(5)

Hoy, se han obtenido resinas compuestas con partículas de relleno aún más pequeñas gracias a procedimientos que permiten agregarlas en un alto porcentaje. Así, se desarrolló un sistema de resinas compuestas con partículas de relleno que van de 0.002 a 0.0075 micrones, los cuales poseen una buena resistencia al desgaste debido al tipo de relleno de estroncio vítreo que poseen. Este relleno nanométrico permite un pulido de larga duración manteniendo las propiedades de resistencia mecánicas. A éste nuevo sistema de resinas compuestas se les denominó **composites de nanorelleno**.

A pesar de todas éstas mejoras introducidas, aún persistía el problema de la inestabilidad de color, el cual estaba determinado por el sistema de activación, basado originalmente en una reacción amina-peróxido (dimetil,p-toluidina –

peróxido de benzoilo). Tras múltiples ensayos se logró solucionar este problema cambiando el sistema de activación química a una física, la que debe darse mediante calor (sistemas indirectos de termocurado) o mediante luz visible (sistemas directos e indirectos de fotocurado).

Esto permitió al clínico contar con un producto de mayor tiempo de trabajo útil, con mayor estabilidad de color, mayor resistencia mecánica y un mejor resultado estético.

En un principio, el agente utilizado fue la luz ultravioleta, pero la poca profundidad de polimerización que se conseguía, la disminución gradual de la fuente luminosa y el largo período de latencia existente entre su encendido y su utilización, provocaron el rechazo de los clínicos.

Posteriormente, y concluidos diversos estudios, se desarrolló la técnica de polimerización por luz visible, la cual se utiliza actualmente y se sigue perfeccionando.(17)

A pesar de todos éstos avances, aún no se había eliminado el problema de adhesión a las estructuras dentales, características que aun no poseían las resinas compuestas.

En 1955, Buonocuore describió la técnica de grabado ácido del esmalte como una forma adecuada de volver la superficie dentaria más receptiva a la

adhesión, aumentando así en forma eficaz la retención de las restauraciones.(21)
A partir de ese momento, dicha técnica comenzó a ser utilizada en forma habitual, evitándose el grabado de dentina, ya que se creía que éste tenía influencia negativa sobre la salud del complejo pulpo-dentinario.(21,22)

No fue hasta fines de los años 70 que Fusayama grabó en forma simultánea el esmalte y la dentina, volviendo popular la técnica de grabado ácido total.(24) Este cambio se produjo debido a la confirmación de que la mayor causa de sensibilidad postoperatoria en restauraciones de este tipo se debía a un inadecuado sellado marginal y no a la inflamación pulpar producto del grabado ácido de la dentina.(25) Investigaciones posteriores demostraron, además, que el ácido orto-fosfórico sólo era capaz de penetrar alrededor de 10 micrones al interior de los túbulos dentinarios.(26)

A nivel de esmalte dentario, el grabado ácido genera una disolución irregular de la superficie, creando microporosidades que permiten la retención de la resina compuesta, tanto por efecto reológico como geométrico. Además, aumenta la humectancia y la energía superficial, ya que elimina la capa de película salival adquirida.(27) Aquella disolución se basa en la diferencia de solubilidad que presentan las distintas porciones que constituyen los prismas del esmalte.(28)

Con relación a la dentina, esta técnica busca básicamente 2 objetivos: primero, remover el barro dentinario presente en el fondo de la cavidad y segundo,

desmineralizar la matriz dentinaria superficial, para así exponer la trama colágena y permitir su hibridación mediante el uso de un adhesivo.

El adhesivo se compone de:

1. Vehículo: medio de transporte de los diferentes componentes del adhesivo.
Los tipos de vehículo generalmente usados en los diferentes productos en el mercado mundial pueden ser agua, etanol o acetona.

2. Moléculas bifuncionales: utilizadas también en los denominados agentes imprimantes en el caso de los adhesivos de multifrascos. Esta molécula bifuncional posee un extremo altamente hidrofílico, capaz de humectar la dentina y en especial la malla colágena de la misma, preparándola para la unión. El otro extremo es de tipo hidrofóbico apto para la unión con el adhesivo o material de restauración respectivo. Estas moléculas bifuncionales, promotoras de adhesión se basan químicamente en tres grupos:
 - HEMA: 2 hidroxietilmetacrilato.
 - BPDM: bifeníldimetacrilato.
 - 4META: 4metacriloxietiltrimelitatoanhídrido.

3. Grupo de moléculas poliméricas adhesivas: generalmente hidrofóbicas, utilizadas tradicionalmente en el caso de los adhesivos de multifrascos es el

Agente de Unión, en su gran mayoría con base en la llamada molécula de Bowen o BIS-GMA (bisfenol-glicidil-metacrilato) o también en UDMA para el caso de algunos materiales europeos.

4. Grupos químicos para la polimerización: Que pueden ser diquetonas, canforoquinonas e iniciadores químicos que permiten la reacción química indispensable para la conversión del biomaterial.

5. Carga Inorgánica: Algunos sistemas adhesivos incorporan vidrios en su composición con el fin de disminuir la indeseable contracción de polimerización, aumentar la resistencia tensional y otorgar así mismo un efecto anticariogénico mediante la liberación de pequeñas cantidades de iones de flúor.(55)

El adhesivo es capaz de formar una unión micromecánica a los tejidos dentinarios grabados. La unión a esmalte se produce debido a la infiltración del adhesivo en las micro retenciones resultantes luego del grabado ácido, mientras que la adhesión a dentina se logra por la penetración de monómeros polimerizables tanto en la red colágena expuesta como al interior de los túbulos dentinarios, en donde forma verdaderos tarugos de resina que aumentan en forma significativa los valores de retención.(27,28).

La integración del conjunto de fibras colágenas expuestas más la resina polimerizada en relación a la matriz dentinaria forma la Capa Híbrida. Esta fue descrita por Nakabayashi et al en 1982 (30) y es la encargada de sellar el complejo pulpo-dentinario, además de servir como nexo para la unión con otros materiales a base de resina.(17)

Las resinas compuestas presentan una serie de ventajas y desventajas. Dentro de las primeras podemos encontrar:

- 1) Mejores resultados estéticos en comparación a restauraciones metálicas como las amalgamas o ciertos materiales orgánicos como las resinas acrílicas. Además, las resinas compuestas presentan una gran gama de colores que permiten lograr una mayor similitud a las estructuras dentarias dando la opción de personalizar las obturaciones entre pacientes y pacientes.(14)
- 2) Conservación de la estructura dental, ya que para las resinas compuestas se aplica el concepto de preparaciones cavitarias conservadoras donde la acción operatoria se limita solamente a la eliminación de caries, sin la realización de las extensiones y desgastes preventivos de Black.(31)
- 3) Refuerzo del resto de la estructura dentaria dado por el menor desgaste de la pieza dental en conjunto con la mayor adhesión a las estructuras dentarias en comparación con otros materiales restauradores, como la

amalgama, ya que son capaces de hacer cuerpo con el remanente dentario permitiendo soportar las cargas funcionales.(11)

- 4) Baja conductividad térmica, ventaja entregada por la matriz orgánica de las resinas compuestas, la que permitiría proteger a la pulpa de temperaturas extremas, situación que no es capaz de entregar las restauraciones de tipo metálicas.(31)
- 5) Resultan ser más económicas al compararlas con restauraciones metálicas indirectas o con restauraciones de porcelana.(11)
- 6) Ausencia de corrosión.(33)
- 7) Presentar resistencia a la fractura, la que permitiría soportar de forma adecuada las cargas masticatorias y de oclusión. (11)
- 8) Son radiopacas.(11)
- 9) Posibilidad de lograr una buena adhesión a la estructura dentaria.(11)
- 10) Buen acabado y pulido.(32)

Dentro de las desventajas encontramos:

- 1) Exigencia de un ambiente seco para una mejor manipulación, para lo cual es imprescindible un buen aislamiento ya sea parcial o total.
- 2) Técnica de restauración más sensible que la amalgama.
- 3) Mayor coeficiente de expansión térmica que la estructura dental.
- 4) Módulo de elasticidad diferente a la de las estructuras dentarias.(11)
- 5) Resistencia limitada al desgaste en zonas de grandes tensiones oclusales.(33)

Propiedades de las resinas compuestas.

- 1) Coeficiente de expansión térmica.

Se define como el cambio de longitud del material cuando la temperatura aumenta o disminuye en un grado Celsius.(34) La variación térmica también se encuentra relacionada con la cantidad de matriz orgánica presente ya que al aumentar su cantidad directamente aumenta el coeficiente de expansión térmica, dado que el polímero tiene un coeficiente mayor que el relleno. La resina compuesta, entonces, presenta un mayor coeficiente de expansión y contracción térmica tanto en esmalte como en dentina frente a

los diferentes cambios de temperatura, creando un efecto de “bombeo” de fluidos hacia el interior de la interfase diente-restauración favoreciendo el indeseable proceso de microfiltración.(32)

2) Dureza, resistencia al desgaste.

La dureza Knoop guarda una relación exponencial con la fracción volumétrica del relleno y depende en menor medida de la dureza del relleno. Por lo tanto, incrementar el contenido de relleno y reducir el promedio del tamaño de las partículas, es el método más utilizado en los composites para piezas posteriores para mejorar su resistencia al desgaste. Sin embargo, esto altera el módulo de elasticidad del material lo que conlleva a un aumento de la tensión al interior del material durante la polimerización y por lo tanto un mayor riesgo de generar una brecha marginal que conduzca a una microfiltración marginal y riesgo de caries recidivante. También la dureza está determinada por el grado de polimerización de la masa de resina. A mayor grado de polimerización, mayor dureza de la masa de composite debido a una mayor formación de cadenas poliméricas alcanzando sus máximas propiedades físicas.

Con respecto al desgaste, las resinas presentan un mayor problema en el sector posterior de la cavidad oral, lo que se traduce en una pérdida de la morfología oclusal. (35)

3) Módulo elástico.

El módulo elástico o de rigidez de los composites depende fundamentalmente de la cantidad de relleno y del grado de polimerización de la fase matriz, aumentando exponencialmente con el porcentaje de fracción volumétrica del relleno. Así, las resinas compuestas convencionales al ser más rígidas, soportan mejor las fuerza de mordida intensas; mientras que para zonas donde predominan fuerzas de deflexión, como en la zona cervical de una pieza dentaria, funciona mejor una resina compuesta de micro-relleno.(5)

4) Resistencia a la compresión y tracción

Es distinta de acuerdo al tipo de relleno que presente cada tipo de resina, así otorgarán mayor resistencia partículas en forma de fibras o placas que partículas con forma esférica.(32) Estas propiedades son directamente proporcionales al grado de polimerización. A mayor grado de polimerización, mayor resistencia a la compresión y tracción.

5) Contracción de polimerización.

Esta propiedad es inherente a las resinas compuestas ya que va de la mano con el proceso de polimerización, lo que pasa a formar una de las principales desventajas de las resinas compuestas.(38) Esta contracción va,

en promedio, del 2% al 4%(39), lo que se traduce en la formación de espacios alrededor de los márgenes de la restauración, que alterarían la adhesión del composite a los tejidos dentales teniendo como consecuencia la microfiltración.(40) Esta última se define como la penetración de fluidos orales, bacterias, toxinas, iones solubles moléculas a la interfase entre la pared cavitaria y la obturación.(41) Esta microfiltración puede comenzar en los márgenes de la restauración pudiendo llegar bajo ésta provocando complicaciones inflamatorias, hipersensibilidad postoperatoria, decoloración marginal, caries secundarias, necrosis pulpar y la eventual necesidad de tratamiento endodóntico. (38-44)

Según Walls, Mc Cabe y Murria, se han podido determinar cuatro variables que influyen en la contracción de polimerización: (40)

- 1) Tamaño de las moléculas de monómero, donde a menor tamaño de la partícula, mayor será la contracción al momento de la polimerización.
- 2) Volumen de la fracción de relleno, la cual dentro de parámetros limitados reduciría la contracción ya que dicha contracción es proporcional a la cantidad de matriz orgánica.(32)
- 3) El grado de polimerización, el cual es directamente proporcional al aumento de la contracción.
- 4) La naturaleza de la resina y su consecuente mecanismo de polimerización, ya que las resinas compuestas de autocurado generan menos tensión de

contracción que las resinas de fotocurado al tener un proceso de endurecimiento más lento.(42)

Al generarse el proceso de polimerización, se genera un stress al interior del material, pudiendo ser éste el responsable de problemas en las restauraciones, como la separación de las paredes de la cavidad o fracturas cohesivas en la estructura del material.(45) Este stress ocurre cuando la contracción es obstruida, o cuando el material no es lo suficientemente elástico para compensar con su flujo el cambio de volumen que sufre en su masa de matriz orgánica.(46)

Sin embargo existen mecanismos clínicos capaces de compensar esta propiedad y, a la vez, desventaja de las resinas compuestas:

- 1) Al realizar la restauración, ésta se puede hacer en pequeños incrementos de material, ya que se ha comprobado que luego de que la matriz ha polimerizado, quedan grupos sin reaccionar que le permitirían reunirse a otros grupos del siguiente incremento. Al polimerizar la resina en sucesivos incrementos, logramos disminuir estos grupos que no han reaccionado, compensando así la contracción de polimerización, ya que lo que busca lograr es que la fuerza cohesiva del composite al polimerizar no sea superior a la fuerza adhesiva lograda por el material en la cavidad.(47)

2) Factor C. El factor C es la relación superficie de adhesión/superficie libre y que determina las posibilidades de flujo de una resina compuesta y con ello la disipación de tensiones. Es la capacidad que tenga la restauración de contraerse libremente hacia las superficies adhesivas de la cavidad. Esto se logra reduciendo la proporción de material adherido a las paredes cavitarias en relación a la superficie de él que queda libre. Dicho de otro modo: Mientras menos superficie adherida, menor obstrucción existe para la polimerización y por lo tanto disminuye la tensión al interior de la masa. Las propiedades de las paredes cavitarias para atraer al material restaurador pueden modificarse mediante el uso de alguna base, la que le daría una mayor elasticidad a la pared cavitaria y a la vez ayudaría a distribuir el stress sobre la interfase adhesiva.(45)

3) Permitir que la resina compuesta fluya hacia las paredes de la preparación cavitaria mediante una polimerización controlada. Esto se hace comenzando con una luz de baja intensidad y terminando con una luz de alta intensidad. Fluir se considera como la capacidad de las moléculas que están formando el polímero de deslizarse a una nueva posición antes de ser detenida por el entrecruzamiento de ellos siendo ésta (la fluidez) mayor en las resinas compuestas de autocurado, ya que el proceso de polimerización ocurre en forma más lenta que en las de fotocurado. Para esto se ha establecido que el proceso de polimerización ocurre en tres etapas: Una etapa pre-gel, gel y una etapa post-gel. Durante la etapa de pre-gel, el composite adquiere la capacidad de fluir y disipar el stress que

se genera en el interior de la estructura del material. La tensión no es transferida para la interfase de unión debido a la capacidad de escurrimiento de las moléculas. El momento en que la resina pasa de estado fluido a estado viscoso es conocido como punto gel. Luego, en la etapa de post-gel, se da el endurecimiento total de la masa de resina en donde el material deja de fluir incrementando el stress al interior de éste como también a sus estructuras colindantes.(38,42) En ésta etapa el material adquiere un alto modulo de elasticidad perdiendo la capacidad de escurrimiento y transfiere la tensión generada por el material a la interfase diente restauración.

En el caso de utilizar una lámpara de fotocurado halógena convencional, podemos iniciar la etapa de polimerización de una obturación de resina compuesta desde una distancia de aproximadamente 10 cms. y gradualmente ir acercando la fuente lumínica hacia la restauración. Al utilizar una lámpara de fotocurado L.E.D. no es necesario realizar este procedimiento ya que su emisión de luz, de por sí, es incremental durante los primeros 10 a 15 segs. para volverse, el resto del tiempo necesario para la polimerización, a toda potencia de emisión de luz.

Fuentes lumínicas de fotopolimerización.

1) Lámparas halógenas convencionales y de alta densidad de potencia.

Estas lámparas fueron desarrolladas con el fin de suplir los efectos negativos de las fuentes lumínicas en base a luz ultravioleta. La base física de éstas lámparas se fundamenta en el hecho de que los objetos calentados emiten radiación electromagnética. La lámpara halógena presenta un foco constituido por un filamento de cuarzo-tungsteno extremadamente delgado. Debido a que el filamento actúa como resistencia, el paso de corriente produce calor. Un filamento calentado hasta aproximadamente 100° C. emite energía de calor en forma de radiación infrarroja (longitud de onda larga). Cuando la temperatura se aumenta hasta los 2000° a 3000° C., una porción significativa de la radiación es emitida en el espectro de luz visible (longitud de onda corta). El incremento gradual de la temperatura aumenta la porción de intensidad de la longitud de onda corta de radiación, incluyendo la longitud de onda en el rango de luz azul. Es por esto que para proveer de la luz azul necesaria para la polimerización de las resinas compuestas, los filamentos de las ampollas emisoras de luz utilizadas en las lámparas halógenas deben ser calentadas a muy altas temperaturas, y para evitar esto se incorpora un filtro y dejar pasar solo luz azul en el rango de los 400-500nm de la luz blanca generada. Esto permite la posibilidad de aumentar la temperatura a rangos menores, solo lo suficiente para emitir luz blanca antes señalada, a partir de la cual se obtiene una luz activadora azul. (6,7,8) La temperatura generada va a ser disipada mediante el uso de un ventilador mecánico incorporado en la

lámpara, con lo que se hace viable el sistema, ya que de lo contrario la temperatura hará imposible su aplicación clínica.

Para la mayoría de los sistemas de resina compuesta, el fotoiniciador utilizado es una canforquinona, la cual posee un peak de excitación a los 468 nm., por lo tanto la fotoactivación de la resina compuesta se produce justamente frente a esta longitud de onda. Por ello, toda luz emitida por sobre o debajo de los 468nm. eventualmente se pierde como calor.(10,49)

2) Lámparas de plasma (de arco, xenón).

El plasma corresponde a materia gaseosa fuertemente ionizada con igual número de cargas libres positivas y negativas.(50) Las lámparas de plasma poseen dos electrodos de tungsteno entre los cuales se aplica un alto potencial energético para crear una chispa dentro de dicho gas. Esto provoca la ionización del gas con lo cual se produce una emisión de radiación de espectro muy amplio, abarcando incluso rangos más allá de la luz ultravioleta e infrarrojo. Por esta razón se deben aplicar filtros muy severos para reducir la luz a un espectro que abarque entre los 400 y 500nm. La intensidad de la luz puede ser el doble o el triple de la luz halógena convencional.(49,51) Cuando éstas lámparas salieron al mercado, los fabricantes plantearon que éstas alcanzaban resultados excepcionales en las resinas compuestas, y que la polimerización adecuada de éstos materiales se podía lograr con una exposición lumínica de un segundo.(49) Sin embargo, tras diversos estudios se logró determinar que exposiciones de un segundo no lograban polimerizar completamente a las resinas compuestas.(49) Finalmente, se

determinó que ésta lámpara lograba polimerizar los sistemas de resinas en 16 segundos. Pese a esto, no todas las resinas compuestas eran sensibles a ellas y aquellas que efectivamente polimerizaban con ésta fuente lumínica, presentaban un mayor estrés de contracción de polimerización que aquellas fotopolimerizadas con lámparas halógenas convencionales.(49,51)

3) Lámparas láser.

El término láser significa “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation”.(10) Al desarrollarse fuentes lumínicas de tipo láser compatibles con el espectro de luz requerido por los fotoiniciadores de los sistemas de resina compuesta, la industria dental comenzó a fabricar éstas lámparas como medio de polimerización para éstos materiales. Como característica principal, se destaca el tipo de fotón producido. Éste permanece siempre en la misma frecuencia y no diverge lo que permite una gran concentración de energía en un área pequeña. (10) Estas lámparas láser producen luz en un espectro de 488nm y de muy alta intensidad. Presentan como ventaja su baja producción de rayos infrarrojos generando menos calor para los tejidos dentarios. (10) No obstante su uso en la actualidad es muy cuestionado debido a sus efectos deletéreos en las propiedades finales de las resinas compuestas y por la dificultad para polimerizarlas.(13,52)

4) Lámpara de luz emitida por diodos (L.E.D.)

Para lograr solucionar algunos de los problemas inherentes a las lámparas halógenas, surgen las lámparas L.E.D. (“Light Emitting Diode”) o luz emitida por diodos. Un diodo es un componente semiconductor, que se caracteriza por permitir un paso fácil de corriente en un sentido y difícil hacia el contrario.

Concretamente, el diodo conduce corriente fácilmente desde el ánodo hacia el cátodo, pero no al revés. Existen, sin embargo, otros tipos de diodos denominados Zener, que permiten el paso de corrientes eléctricas en ambos sentidos en determinadas condiciones.(53) Para las lámparas tipo L.E.D. existe una combinación de dos semiconductores diferentes. Los semiconductores n-doped y los p-doped (por sus siglas en inglés n-doped es carga negativa y p-doped es carga positiva). Los semiconductores n-doped poseen un exceso de electrones mientras que los p-doped carecen de electrones y además poseen “hoyos” en su estructura. Cuando los dos tipos de semiconductores se combinan y se aplica un voltaje, los electrones n-doped y los “hoyos” de los elementos p-doped se conectan, liberando energía en forma lumínica producto de la excitación de éstos electrones.(48)

Este nuevo sistema de fuente lumínica aparece en el mercado odontológico alrededor del año 1995. Las lámparas tipo L.E.D. emiten una luz azul entre 440-490 nm, con un peak de 460nm, permitiendo activar al fotoiniciador y producir la polimerización del material.(8,9) Esta lámpara de fotocurado posee una serie de

ventajas por sobre la lámpara halógena convencional, las cuales se mencionan a continuación.

Ventajas de las lámparas tipo L.E.D. sobre las lámparas halógenas convencionales.

Las lámparas convencionales emiten luz mediante incandescencia, en donde un filamento es calentado causando la excitación de átomos a distintos niveles energéticos, emitiéndose de esta manera una luz de muy amplio espectro. Por ésta razón, las lámparas halógenas convencionales deben restringir la luz emitida mediante un filtro para que sólo se proyecte aquel espectro correspondiente a la luz azul. Toda la luz que no sea azul eventualmente se pierde en forma de calor. Es por esto que las lámparas halógenas deben tener incorporado en su estructura un ventilador mecánico para evitar su sobrecalentamiento. A su vez, las ampollitas utilizadas por las lámparas halógenas poseen una durabilidad restringida de aproximadamente 100 horas y disminuyen su capacidad a medida que van siendo utilizadas.(54)

La lámpara L.E.D., en cambio, no requiere el uso de ampollita. Esto constituye una ventaja considerable sobre la lámpara halógena convencional ya no se requiere de un ventilador incorporado en su estructura y el diodo que posee esta lámpara L.E.D. puede durar aproximadamente 10.000 horas.(49)

La lámpara L.E.D. puede ser inalámbrica y recargable, pudiendo ser utilizada 65 minutos en forma continua sin ser recargada. Su potencia oscila entre los 1000 a 1400 mW/cm², a pesar que necesita solamente 300 a 400 mW/cm² para lograr una buena polimerización.(49) Debido a esta alta potencia, los fabricantes de lámparas L.E.D. aseguran que, en comparación con una lámpara halógena convencional, las lámparas L.E.D. logran una mayor polimerización de las resinas compuestas con un menor tiempo de exposición lumínica.(9,49) De esta manera, se lograría una gran profundidad de polimerización con propiedades mecánicas óptimas aún cuando las restauraciones sean extensas. En particular, a nivel de los cajones proximales y en tiempos menores a los requeridos por las lámparas halógenas convencionales.(9,49) La lámpara L.E.D. va logrando su potencia máxima gradualmente en los primeros cinco segundos de encendido. De ésta forma, la resina compuesta no es activada en forma súbita con lo que se lograría una buena adaptación marginal dado que disminuiría la tensión generada por la polimerización. (10) Si una resina compuesta es sometida a una intensa luz de polimerización, la masa de resina compuesta iniciará su proceso de endurecimiento en forma súbita, lo cual generará una gran tensión interna en el proceso de polimerización del material restaurador. Las tensiones se desplazan hacia la interfase diente-restauración generando una fuerte contracción a ése nivel. Si la resina de unión (adhesivo) no es lo suficientemente fuerte para resistir esta contracción, se generará una brecha marginal. Ahora bien, si el adhesivo logra resistir esta contracción pero el esmalte de ésta interfase es un esmalte de mala calidad, se podría generar una fractura lo cual, lógicamente, generará una brecha marginal, fenómeno que tratamos de evitar.

Otras características que poseen las lámparas L.E.D. es que poseen un bajo peso, son más ergonómica, son fáciles de manipular y de limpiar.(9) Algunas traen incorporado además, como parte del soporte, un radiómetro para verificar que la potencia de la lámpara está en condiciones óptimas.(5)

Analizando las propiedades, ventajas y las desventajas tanto de las resinas compuestas como de sus sistemas de polimerización, podríamos llegar a la siguiente hipótesis:

Teniendo en cuenta que las resinas compuestas, al polimerizar, presentan un fenómeno llamado tensión de contracción de polimerización, que da como resultado clínico la formación de una brecha marginal en la interfase diente-restauración, y que dicho fenómeno puede ser contrarrestado por varios mecanismos tales como:

- 1) Realizar la restauración en forma incremental y de ésta manera disminuir las tensiones generadas en la masa de resina y
- 2) Permitir que la resina fluya hacia las paredes cavitarias mediante una polimerización controlada iniciando este proceso con luz de baja intensidad para rematar con una luz de alta intensidad.

Habiendo recordado estos dos puntos y retomando las características y ventajas de las lámparas tipo L.E.D. tales como:

- 1) Que en los primeros cinco a quince segundos de encendido dan una luz incremental para, posterior a éste tiempo, rematar con los siguientes segundo a alta intensidad.

Podríamos concluir que:

“Una resina compuesta fotopolimerizada con lámpara L.E.D. presenta una brecha marginal menor a aquellas fotopolimerizadas con una lámpara halógena convencional.”

HIPÓTESIS.

- Existen diferencias significativas en el grado de sellado marginal obtenido en restauración de resinas compuestas polimerizadas con lámparas L.E.D. y con lámparas halógenas.

OBJETIVO GENERAL.

- Determinar si existen diferencias significativas en el grado de sellado marginal obtenido en restauración de resinas compuestas polimerizadas con lámparas L.E.D. y con lámparas halógenas.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Evaluar cuantitativamente *in vitro* el grado de filtración marginal de restauraciones de resina compuesta fotopolimerizada con una lámpara halógena convencional.
- Evaluar cuantitativamente *in vitro* el grado de filtración marginal de restauraciones de resina compuesta fotopolimerizada con una lámpara L.E.D.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos entre ambos grupos.

MATERIALES Y MÉTODO.

El presente trabajo experimental se realizó en el laboratorio del área de Biomateriales Odontológicos del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

Se recolectaron 15 terceros molares humanos sanos los cuales, inmediatamente después de ser extraídos, se almacenaron en un frasco de vidrio que contenía suero fisiológico desde el momento de la exodoncia hasta el inicio del proceso experimental. Estos molares fueron limpiados y se les retiró el ligamento periodontal con una cureta marca Hu-Friedy número 17-18. Posteriormente se usó una escobilla de copa blanda y piedra pómez para finalizar el proceso de limpieza de las muestras a utilizar.

Posteriormente se realizaron, en dichos molares, dos cavidades: una vestibular y otra palatina o lingual, de aproximadamente 3 milímetros de ancho, 6 milímetros de largo y de mínimo un milímetro de profundidad en tejido dentinario. Dichas cavidades se realizaron a 2 mm del límite amelo-cementario. Para realizarlas se utilizaron fresas de diamante cilíndricas de extremo redondeado de 1.14 milímetros de diámetro ISO 806 (Meisenger, Alem.) de alta velocidad la cual fue reemplazada cada 8 preparaciones con el fin de evitar realizar preparaciones con fresas demasiado desgastadas y así no afectar demasiado el tejido dentinario. Este procedimiento fue realizado solo por un operador el cual estaba entrenado y calibrado.

Una vez realizadas las preparaciones en todos los molares, éstas fueron restauradas con resina compuesta.

El material utilizado fue una Resina Compuesta Posterior LC-1000 Fotopolimerizable tipo II de color Universal, lote 040196, marca SDI.

Como sistema adhesivo se utilizó Adper Single Bond lote 030750 marca 3 M.

Como sistema de grabado de esmalte y dentina se uso ácido ortofosfórico al 37% Acid Etch Gel de la marca SDI.

El protocolo de preparación y de obturación de cada cavidad fue el siguiente:

Cada cavidad fue preparada y restaurada en forma inmediata obturando las dos preparaciones de cada molar antes de pasar a la siguiente muestra.

Se realizó la técnica de grabado ácido de esmalte por 15 segundos y grabado ácido de esmalte y dentina hasta completar 20 segundos de grabado ácido. Se lavó con abundante agua durante 30 segundos y se secó la cavidad con una pera de aire a una distancia de 1 centímetro desde cavo superficial de la preparación durante 5 segundos (o equivalente a tres puf con la pera de aire).

Posteriormente, con un minibrush, se aplicó el sistema adhesivo por 15 segundos en toda la preparación, se secó con dos pufs de la pera de aire y se volvió a aplicar una nueva capa de adhesivo el cual, luego de su aplicación, fue polimerizado por 20 segundos: las preparaciones vestibulares con Lámpara L.E.D. y las cavidades palatinas o linguales con Lámpara Halógena Convencional.

Se realizó un control del sellado en el cual se revisó con una sonda de caries las cavidades. Se puso especial cuidado en que el sistema adhesivo cubriera todas las paredes dejando una superficie completamente lisa y brillante. De no ocurrir esto, se agregó una nueva capa de adhesivo para conseguir óptimos resultados de sellado dentinario.

Finalmente cada preparación fue obturada con la resina compuesta seleccionada utilizando una espátula para resina de teflón marca Hu-Friedy de extremos condensador-espátula respectivamente y polimerizada de la misma forma que se hizo con el sistema adhesivo: las restauraciones vestibulares con Lámpara L.E.D. y las linguales o palatinas con Lámpara Halógena Convencional bajo el siguiente protocolo: los diez primeros segundos desde incisal con una angulación aproximada de 45° hacia el centro de la preparación, los siguientes 10 segundos desde cervical con una angulación de 45° hacia el centro de la restauración y los 20 segundos restantes desde el centro de la restauración completando, así, los 40 segundos de polimerización recomendados por el fabricante.

Las lámparas utilizadas en este experimento fueron una Lámpara L.E.D. marca RADII, SDI, numero de serie 1-11169, Australia y una Lámpara Halógena Convencional, marca 3M, modelo XL3000, número de serie 117425, EEUU.



Fig. Lámpara L.E.D.



Fig. Lámpara Halógena

Una vez obturadas ambas cavidades de los 15 molares las muestras fueron almacenadas en un frasco de vidrio sin tapa dentro de una estufa a 37°C de temperatura y a un 100% de humedad por 48 horas mínimo para simular las mismas condiciones que presentaría una obturación realizada *in vivo*.

Pasadas las 48 horas mínimas de almacenamiento, se tomó cada molar y fueron revisados sus ápices para asegurarnos que no estuvieran abiertos o presentaran algún tipo de fisura que pudiese afectar el resultado del experimento posterior a la tinción con azul de metileno al 1% como marcador de infiltración en el proceso del termociclado. Si algunos de ellos presentaba algún foramen apical abierto, éste era sellado con vidrio ionómero. El vidrio ionómero utilizado fue Chemfill, lote 04033.

Luego de sellados los ápices correspondientes, se aplicó una gota de cianocrilato (La Gotita TM) al tercio inferior de las raíces con el fin de sellar las foraminas apicales y evitar el paso de azul de metileno a las cavidades restauradas a través de ésta vía.

Luego, con esmalte de uña, se pintan los molares con el fin de asegurar el sellado de las foraminas apicales presentes en las raíces.

Finalmente, las raíces de las muestras y la porción oclusal fueron cubiertas con metacrilato de metilo de autocurado para evitar el paso de tinción vía surcos oclusales y surcos o conductos radiculares.



Fig.1: Raíces y caras oclusales cubiertas con Acrílico de autocurado.

Se volvieron a almacenar las muestras en la estufa que recrea las condiciones de la cavidad bucal hasta que se realizara el proceso de termociclado.

Finalmente, las muestras fueron sometidas al proceso de termociclado manual en donde se realizaron 100 ciclos, en los cuales las muestras contenidas

en un saco de malla semipermeable (media de mujer) pasaban en soluciones de azul de metileno al 1% a distintas temperaturas: a 65°C, a temperatura ambiente (23°C +/- 2°C), a 4°C (temperatura obtenida mediante la inmersión del recipiente con solución de azul de metileno en hielo y agua fría y controlado con termómetro análogo) y cada ciclo finaliza en el recipiente de solución de azul de metileno al 1% a temperatura ambiente. Las muestras debían ser sumergidas durante 15 segundos en cada baño térmico de solución con su respectiva temperatura. Entre cada baño las muestras se llevaron a temperatura ambiente durante 10 segundos antes de ser sumergidas en el siguiente baño correspondiente.

Una vez finalizado el termociclado las muestras fueron lavadas con agua y secadas con papel absorbente.

En 10 muestras se realizaron cortes que pasaban horizontalmente por la mitad de la obturación de resina compuesta y en 5 muestras se realizaron cortes que pasaran verticalmente por ambas restauraciones de resina compuesta con el fin de analizar la interfase diente-restauración y el nivel de infiltración del colorante.

Los cortes se realizaron con refrigeración indirecta lograda sumergiendo el disco de carburum dum en un recipiente con agua potable fría para evitar el sobrecalentamiento de las muestras y evitar quemar la preparación o tinción obtenida con el proceso de termociclado.

Una vez obtenidos los cortes tanto verticales como horizontales se enumeraron las muestras y fueron analizadas bajo un microscopio óptico cuyo lente objetivo poseía marcas milimetradas, las cuales nos servirían de referencia para obtener el porcentaje de penetración de la sustancia colorante hacia la cavidad obturada anteriormente. Dicho porcentaje ira desde 0% (nula infiltración de colorante entre la pared cavitaria y la restauración de resina compuesta) a 100% (infiltración total de colorante en la pared lateral hasta comprometer la pared pulpar).

Cada medición se realizó en cuatro puntos. En las diez primeras muestras se midieron los puntos Vestíbulo Mesial (VM), Vestíbulo Distal (VD), Palato-Linguo Mesial (P-LM) y Palato-Linguo Distal (P-LD) y en las 5 muestras restantes, que corresponden a las muestras cortadas verticalmente, se consignaron los datos obtenidos en los siguientes puntos: Vestíbulo Incisal (VI), Vestíbulo Cervical (VC), Palato-Linguo Incisal (P-LI) y Palato-Linguo Cervical (P-LC).

Los resultados serán agrupados de la siguiente manera:

Grupo 1: Corte horizontal. Observación Mesial. Cara Vestibular polimerizado con L.E.D, cara lingual o palatina polimerizado con Lámpara Halógena.

Grupo 2: Corte Horizontal. Observación Distal. Cara Vestibular polimerizado con L.E.D, cara lingual o palatina polimerizado con Lámpara Halógena.

Grupo 3: Corte Vertical. Observación Incisal. Cara Vestibular polimerizado con L.E.D, cara lingual o palatina polimerizado con Lámpara Halógena.

Grupo 4: Corte Vertical. Observación Cervical. Cara Vestibular polimerizado con L.E.D, cara lingual o palatina polimerizado con Lámpara Halógena.

RESULTADOS.

Para obtener los resultados expresados porcentualmente se analizaron: la profundidad de la cavidad, que corresponde a un 100% y la penetración de la sustancia colorante, que correspondería al porcentaje de penetración.

Longitud de la Cavidad en mm, LC=100%

Penetración del Colorante en mm, PC=X%

Entonces, $X = \frac{LC}{PC} \times 100$

PC

Los resultados fueron ingresados, posteriormente, al programa computacional *PRIMER* que nos sirve para realizar el análisis estadístico de dichos resultados entregándonos la desviación estándar, el valor de error de medición y el valor P que corresponde al valor que determinará si los resultados obtenidos son o no son estadísticamente significativos.

Se usó el t-student para análisis estadístico de los resultados promedio del grupo de muestras ya que dicho test entrega una distribución de probabilidad que surge del problema de estimar la media o promedio de una población normalmente distribuida cuando el tamaño de la muestra es pequeño, como lo es el caso del presente estudio.

Tabla I. Resultados grupo 1: penetración en porcentaje del colorante en su observación Mesial.

	Polimerización L.E.D.	Polimerización Lamp. Halógena
Muestra	% Penetración de colorante	% Penetración de colorante
1	33,3	30,6
2	16,6	33,3
3	27,27	81,81
4	20	25
5	55,73	13,3
6	78,43	62,5
7	60	40
8	86,53	52,27
9	72,91	90,47
10	69,56	78,72

Para el grupo 1 obtuvimos los siguientes resultados:

	Polimerización L.E.D.	Polimerización Lamp. Halógena
Promedio	52,033%	49,797%

Promedio=52.03; Desv. Stand.=25.72

Promedio=49.80; Desv. Stand.=28.28

P=0.8455.

Al ser los resultados tabulados y analizados estadísticamente usando el T test, encontramos un valor indicativo de P de 0,8445 que al ser mayor a 0.05 nos señala que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos experimentales.

Tabla II. Resultados grupo 2: penetración en porcentaje del colorante en su observación Distal.

	Polimerización L.E.D.	Polimerización Lamp. Halógena
Muestra	% Penetración de colorante	% Penetración de colorante
1	100	55,5
2	18,18	19,2
3	20,8	78,33
4	44,44	79,16
5	34,78	30
6	67,74	89,28
7	50	54,54
8	56,52	21,27
9	63,33	80,76
10	28,84	80

Para el grupo 2 obtuvimos los siguientes resultados:

	Polimerización L.E.D.	Polimerización Lamp. Halógena
Promedio	48.46%	58,804%

Promedio=48.46; Desv. Stand.=24.90

Promedio=58.80; Desv. Stand.=26.86

P=0.402.

Al ser los resultados tabulados y analizados estadísticamente usando el T test, encontramos un valor indicativo de P de 0.402 que al ser mayor a 0.05 nos señala que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos experimentales.

Tabla III. Resultados grupo 3: penetración en porcentaje del colorante en su observación Incisal.

	Polimerización L.E.D.	Polimerización Lamp. Halógena
Muestra	% Penetración de colorante	% Penetración de colorante
11	7,81	50
12	66,66	93,33
13	50	16,12
14	23,07	70
15	63,63	62,5

Para el grupo 3 obtuvimos los siguientes resultados:

	Polimerización L.E.D.	Polimerización Lamp. Halógena
Promedio	42,234%	59,59%

Promedio=42.23; Desv. Stand.=25.82

Promedio=59.39; Desv. Stand.=28.41

P=0.374.

Al ser los resultados tabulados y analizados estadísticamente usando el

T test, encontramos un valor indicativo de P de 0.374 que al ser mayor a 0.05 nos señala que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos experimentales.

Tabla IV. Resultados grupo 4: porcentajes de penetración del colorante en su observación Cervical.

	Polimerización L.E.D.	Polimerización Lamp. Halógena
Muestra	% Penetración de colorante	% Penetración de colorante
11	49,01	80
12	75	71,42
13	20	33,89
14	57,97	63,33
15	25	81,39

Para el grupo 4 obtuvimos los siguientes resultados:

	Polimerización L.E.D.	Polimerización Lamp. Halógena
Promedio	45,396%	62,93%

Promedio=45.40; Desv. Stand.=22.96

Promedio=62.93; Desv. Stand.=17.44

P=0.2111.

Al ser los resultados tabulados y analizados estadísticamente usando el T test, encontramos un valor indicativo de P de 0.2111 que al ser mayor a 0.05 nos señala que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos experimentales.

DISCUSIÓN.

La presencia de brechas entre la estructura dentaria y la restauración de resina compuesta es la génesis de la microfiltración marginal.

La magnitud de la interfase entre diente y restauración va a depender tanto de las características propias del material (propiedades físico-químicas) como de factores inherentes a la técnica utilizada por el operador y de la calidad de los tejidos sobre los cuales se está trabajando. Es por eso que al interpretar los resultados de esto debemos tener en cuenta que en ellos podrían influir todas estas variables, de allí que se tuviera especial cuidado en controlar todas las posibles variables.

Así, al analizar los resultados podemos decir que si bien los porcentajes de infiltración fueron bajos, las restauraciones polimerizadas con lámpara L.E.D. tuvieron una tendencia de infiltración de colorante en la interfase diente restauración levemente menor que aquellas polimerizadas con lámpara halógena convencional. Símbles resultados obtuvo Carrillo, A. en su estudio experimental el año 2005 (56), diferenciándose con el presente estudio en la técnica de obturación de las preparaciones. Carrillo utilizó la técnica de obturación incremental de la cavidad, mientras que en nuestro experimento se utilizó la técnica de obturación monobloque. El uso de una distinta técnica de obturación puede explicar la desviación estándar que presenta el estudio en discusión debido a que la disipación de tensión en la interfase diente-restauración es menor lo cual se

traduce en una mayor brecha con la consecuente infiltración de colorante. Si bien los resultados promedio finales en ambos casos presentan una tendencia de formación de brecha marginal menor, las variaciones porcentuales aún no son concluyentes ya que los resultados no muestran diferencias estadísticamente significativas.

Delgado, P. en 2002 y Jáuregui, O. el 2003 demostraron en sus estudios experimentales que las brechas marginales generadas en una restauración de resina compuestas disminuyen porcentualmente bajo un patrón de emisión de luz similar al patrón que presentan las lámparas LED al compararlas con la brecha marginal generadas por la misma resina compuesta fotopolimerizada bajo un patrón de emisión de luz estándar correspondiente con el de lámparas de luz halógena, lo cual corroboraría los resultados encontrados con el presente estudio experimental.

Probablemente estos resultados nos indican que el desempeño clínico de ambas lámparas de fotopolimerización presenta una eficiencia muy similar en cuanto a contracción de polimerización y a la formación de brechas marginales, siempre que el operador esté familiarizado con los protocolos de obturación de cavidades operatorias. Ante esto no debemos olvidar las cualidades ergonómicas, de manejabilidad y economía que cada de una de ellas ofrece al momento de realizar nuestra elección en el equipamiento clínico.

CONCLUSIONES.

A la luz de los resultados obtenidos de este trabajo de investigación experimental podemos concluir que:

- Si bien los resultados porcentuales son menores en los composites polimerizados con L.E.D. al compararlos con aquellos polimerizados con lámpara halógena convencional, los resultados no son concluyentes.
- No es posible verificar la hipótesis planteada debido a que la desviación estándar obtenida a partir de los resultados es muy alto y no arrojan una diferencia significativa entre la resina compuesta polimerizada con lámpara halógena convencional y la resina polimerizada con lámpara L.E.D.

SUGERENCIAS.

- Realizar estudios *in vitro* de otras propiedades como fuerza de adhesión a dentina y esmalte, coeficiente de expansión térmica y contracción de polimerización, entre otros, de resinas compuestas activadas tanto con lámparas LED. Como lámparas halógenas.
- Evaluar y comparar el comportamiento clínico a largo plazo de las restauraciones de resinas compuestas fotoactivadas con lámparas convencionales.
- Todo proceso manual, como lo fue el proceso de termociclado en el presente estudio, puede generar sesgos en la obtención de resultados. Para estudios similares posteriores se recomienda el uso de un termociclador automatizado.
- Con el fin de obtener resultados más certeros se recomienda repetir el estudio utilizando una técnica de polimerización en capas y no una técnica de obturación y polimerización monobloque como la utilizada en el presente estudio.

BIBLIOGRAFÍA.

1. GARBER D. "Porcelain and Composite Inlays & Onlays: Esthetic Posterior Restorations". Primera edición. Quintessence Books, Illinois, 1994, 159p., p.13-31, Cap. 1-2.
2. SALDAÑA A. "Toxicidad de la Amalgama Dental: Revisión Bibliográfica". Rev. ADM; 53 (6): 277-81, 1996.
3. BARRANCOS M., "Operatoria Dental". Tercera edición. Editorial panamericana, 1999. pp:55-60.
4. POSS S. "Chairside Composite resin Restorations (fillings)". 2000. http://www.dentistry.com/aesthetics_dental_cener4.asp
5. MUÑOZ R., "Estudio Comparativo De La Profundidad De Polimerización De Resinas Compuestas Fotopolimerizadas Con Lámpara L.E.D. Y Lámpara Halógena Convencional". Trabajo De Investigación Para Optar Al Título De Cirujano Dentista. Universidad De Chile. Santiago 2004. pp: 1-34.
6. LABARCA P.A., BÁEZ H.D., "Análisis Del Grado De Profundidad De Polimerización A Través De La Resistencia Al Desgaste En Resinas Compuestas Fotoactivadas". Trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 1992. pp:3-23

7. GUMBAU C., “Fuentes Lumínicas Para La Fotoactivación En Odontología”. 2004. <http://www.blanqueamientodental.com/fuentes%20luminicas.html>
8. SARAIVIA M., “Una Nueva Propuesta E Innovadora Propuesta Tecnológica Para La Fotopolimerización De Materiales Dentales: Luz Emitida Por Diodos (LED)”. 2002. <http://www.odontologia-online.com/casos/part/MAS/MAS02/mas02.html>
9. RADII. Información técnica de la lámpara de fotoactivación LED, SDI, Australia. 2004.
10. VILLARROEL M., “Fotopolimerización De Resinas Compuestas Y Conceptos Afines”. 2003. <http://www.metrialesdentales.cl/nprod/art01-may03/>
11. DELGADO P., “Análisis Comparativo In Vitro E La Formación De Brecha Marginal Y Contracción De Polimerización De Cuatro Tipos De Resinas Compuestas Frente A Un Patrón Estándar De Polimerización.” Trabajo De Investigación Para Optar Al Título De Cirujano Dentista. Universidad de Chile. Santiago. 2002. pp: 1-31.
12. URZUA I., STNAKE F., “Nuevas estrategias en cariólogía, factores de riesgo y tratamiento”. 2002. I Edición, Cap. 1, pp: 10-11.

13. BADER M., "Biomateriales Dentales". Tomo I Propiedades Generales. I Edición. 1996. p: 8.
14. EHRMANTRAUT M., BADER M.: "Unidad De Resinas Compuestas". Apuntes de Materiales Dentales. 1998.
15. DENIS-LY JL., "Estudio Comparativo In Vitro De Microfiltración Entre dos Técnicas De Incrustación De Resinas Compuestas". Trabajo De Investigación Requisito Para Optar Al Título De Cirujano Dentista. Universidad de Chile. 1995.
16. EHRMANTRAUT M., BADER M.: "Materiales Dentales". Apuntes del área de Materiales Dentales. Universidad de Chile. 1995. pp: 7-17 Cap. 12.
17. JAUREGUI O., "Análisis Comparativo In Vitro Del Grado De Microfiltración Marginal Entre Dos Resinas Compuestas Microhíbridas" Trabajo de investigación para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago. 2003. pp: 5-28.
18. PEUTZFELD A. "Resin Composite in dentistry: the monomers system". Eur J Oral Sci, vol 105: 97-116. 1995.

19. ROBERSON T., HEYMANN H., STURDEVANT J, CLIFFORD M.
“Operatoria Dental” Arte y Ciencia. Tercera Edición, Harcourt Brace, Madrid.
1999, 825p. Pp: 253-262. Cap.6
20. PEUTZFELD A. “Resin Composite In Dentistry: The Monomers System”.
Eur J Oral Sci, vol 105: 97-116. 1995.
21. BUONOCUORE M. “A Simple Method Of Increasing The Adhesion Of
Acrylic Filling Materials To Enamel Surfaces” J. Am. Dent. Assoc. 91: 817-
825, 1975.
22. STANLEY H., GOING R., CHAUNCEY H., “Human Pulp Response To Acid
Pretreatment Of Dentin And To Composite Restorative”. J. Am. Dent. Assoc.
91:817-825, 1975.
23. MACKO D. RUTEBERG M., LANGELAND K. “Pulp Response To The
Application Of Phosphoric Acid To Dentin” Oral Surg Oral Med Oral Pathol
45:930-946, 1978.
24. FUSAYAMA T., NAKAMURA M., KUROSAKI N., IWAKU M. Et al. “Non
Pressure Adhesión Of A New Adhesive Restorative Resin”. J. Dent. Res.
Apr 58 (4): 1364-1370, 1979.
25. SWIFT E. “Bonding System For Restorative Materials – A Comprehensive
Review”. Pediatric Dentistry 20(2): 80-84, 1998.

26. FUSAYAMA T. "Total Etch Technique and Cavity Isolation" J. Esthet. Dent., Jul-Aug 4(4) : 105-109, 1992.
27. ZUÑIGA R. "Análisis Comparativo In Vitro De La Microfiltración Marginal En Restauraciones Realizadas Con Resinas Compuestas De Diferente Módulo De Elasticidad". Trabajo De Investigación Para Optar Al Título De Cirujano Dentista. Universidad De Chile. Santiago. 2002.
28. MONTENEGRO M., MERY C., AGUIRRE A., "Histología y Embriología del Sistema Estomatognático". Ediciones Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 1986. 138p. Pp:61-69. Cap. 4.
29. FUNDINGSATAND J., "The Effect of High Humidity on Adhesion to Dentin". J. Dent. Res. De Respaña, 1992.
30. NAKABAYASHI N., KOJIMA K., MASUHARA E. "The Promotion Of Adhesion by the Infiltration of Monomers into Tooth Substrates". J. Biomed. Mater. Res 16:265-273., 1982.
31. BARRANCOS M., "Operatoria Dental". Tercera edición. Editorial Médica Panamericana, Tercera Edición, 1999. Cap. 19 pp:609-610, Cap. 21 pp:676-677.

32. CRAIG R: "Materiales Dentales, Propiedades y Manipulación" Editorial Mosby 1996. Cap. 4 pp:55-63.
33. STURDEVANT: "Arte y Ciencia, Operatoria Dental" Editorial Harcourt Brace. Tercera Edición. 1996.
34. WENDT J.: "The Effect Of Thermocycling In Microlakeage Analisis" Dent Mater 7: 107-113.1991.
35. MARQUEZ C: "Análisis Comparativo De La Microfiltracion Marginal De Restauraciones Dentales Efectuadas Con Resinas Compuestas Convencional Y Realizado Con Un Material De Restauracion Inteligente" Trabajo de Investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Unniversidad de Chile. 2001.
36. ZUÑIGA R. "Anlasis Comparativo In Vitro De La Microfiltración Marginal En Restauraciones Realizadas Con Resinas Compuestas De Diferente Módulo De Elasticidad". Trabajo De Investigación Para Optar Al Titulo De Cirujano Dentista. Universidad De Chile. Santiago. 2002.
37. JORDAN E: "Composites en Odontología Estética, Técnica y Materiales" Editorial Salvat. Segunda Edición, 1995.

38. YAP A, et al: "Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization". Operative Dentistry, 2002, 27:44-49.
39. CHO B, et al: "Effect of Interfacial Bond Quality On The Direction Of Polymerization Shrinkage Flow In Resin Composite Restorations" Operative Dentistry, 2002. 27:297-304.
40. OBICI A., et al: "Effect of the Photo Activation Method On Polymerization Shrinkage of restorative Composites. Operative Dentistry, 2002.27:192-198.
41. YAP A, et al: "Influence of ZOE temporary restorations on Microleakage in Composite Restorations" Operative Dentistry, 2002. 27:142-146.
42. YAP A, et al: "Post Gel Shrinkage Whit Pulse Activation and Soft-Start Polymerization" Operative Dentistry, 2002. 27:44-49.
43. SABOIA V, et al: "Effect Of Collagen Removal On Microleakage Of Resin Composite Restoration" Operative Dentistry, 2002.27:38-43.
44. MURRAY P.: "The Effect of Etching On Bacterial Microleakage of an adhesive Composite Restoration" J. Dent. 2002(30):29-36.
45. LILLO R.: "Análisis Comparativo In Vitro Del Sellado Marginal En Restauraciones De Resina Compuesta, Con Base De Protección De Vidrio

Ionómero Fotoactivado O Quimioactivado Y Sin Base De Protección Pulpodentinaria.” Trabajo De Investigación Para Optar Al Titulo De Cirujano Dentista. Universidad De Chile. Santiago 2001.

- 46.DAVISON C.: “Polymerization Shinkage and Polymerization Shinkage in Polymer Based Restoratives Review”” J Dent (25):434-435.1997.
- 47.LUTZ, et al: “Quality and Durability on Marginal Adaptation In Bonded Composite Restoration” Dent Mater 7: 107-113.1991
- 48.3M ESOE. “Elipar tm FreeLight 2. Lámpara de fotopolimerización LED.” Pperfil Técnico del Producto.2004.
- 49.BADER M., Profesor Del Área De Odontología Restauradora, Asignatura De Biomateriales Odontológicos, Facultad DE ODONTOLOGIA, Universidad De Chile.2004 Comunicación Personal..
- 50.REAL ACADEMIA ESPAÑOLA. Diccionario de la lengua española. 2004.
<http://www.rae.es/>
- 51.RUEGGERBERG, F. “From Vulcanite to Vinyl, a History of Resins In Restorative Dentistry”. J Prosth Dent. 87(4):364-379.Apr.2002.

52. EHRMANTRAUT M., BADER M.: "Unidad de resinas compuestas". Apuntes del área de Materiales Dentales. Universidad de Chile. 2002.
53. LÁZARO M., "Procedimiento para polarizar diodos LED en los Demon Eyes." 2004. <http://usuarios.lycos.es/katraska/diodos.htm>
54. YOON T., et al., : "Degree of Polymerization of resin composites by different light sources". J Oral Rehab. Dec 2002;29 (12):1165-1173.
55. <http://148.243.35.26/tagis.html>-Odontología reconstructiva y preventiva. www.dmpa.upm.es-adhesión- -adhesivo.
56. 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 Para Optar Al Título De Cirujano Dentista. Universidad De Chile. Santiago, 2005.