



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA
ASIGNATURA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS

**“ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE LA RESISTENCIA MECÁNICA
DE UNA RESINA COMPUESTA FOTOPOLIMERIZADA MEDIANTE DOS
PROTOCOLOS DIFERENTES.”**

Shadi Dehghan-Manshadi Kemm

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO
DE CIRUJANA-DENTISTA

TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Marcelo Bader Mattar

TUTOR ASOCIADO
Prof. Dr. Cristian Astorga

Santiago – Chile
2008

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	2
MARCO TEÓRICO	6
HIPÓTESIS	31
OBJETIVO GENERAL	32
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	32
MATERIAL Y MÉTODO	33
RESULTADOS	35
ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS	38
DISCUSIÓN	39
CONCLUSIÓN	45
SUGERENCIAS	46
RESUMEN	47
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48

INTRODUCCIÓN

El objetivo principal de la odontología es mantener o mejorar la calidad de vida de los pacientes. Esto se logra llegando a un equilibrio entre los procesos de salud y enfermedad. (1)

Una de las situaciones que altera este equilibrio es la pérdida total o parcial de las estructuras que componen el sistema estomatognático, impidiendo la correcta función de éstas, aumentando las exigencias que deben soportar y finalmente, causando daño en las estructuras remanentes, lo que repercute sin duda en la vida del paciente.

Frente a estas situaciones, la odontología ha desarrollado distintos materiales y técnicas que permiten evitarlas o solucionarlas, dependiendo del grado de compromiso de las estructuras.

Dentro de este contexto, aparece la odontología restauradora como una solución a la pérdida o falta de sustancia dentaria ya sea total o parcial (2).

Uno de los materiales dentales que ha revolucionado el tratamiento de falta o pérdida de sustancia dentaria parcial, de manera conservadora y altamente estética, han sido las *resinas compuestas*, ya sea que esta pérdida de tejidos sea producida por caries, por fracturas, por malformaciones o por abrasiones, erosiones y corrosiones (3).

Desde el desarrollo inicial de las resinas compuestas hasta hoy, ha habido grandes progresos y adelantos en cuanto a sus características de manipulación, técnica de aplicación, propiedades físicas, químicas, mecánicas y ópticas, entre otras (4).

La meta ha sido tratar de llegar a un material ideal, que devuelva las estructuras dentarias ausentes siendo lo más parecido a éstas, para lo cual debería cumplir con cinco objetivos fundamentales comunes a todos los campos de la odontología restauradora, a saber:

- 1- Devolver la forma anatómica, con todas sus características físico-química-mecánicas, y mantenerla a largo plazo.
- 2- Lograr una restauración que tenga armonía óptica con el remanente dentario.
- 3- Lograr una integridad marginal, haciendo de la restauración y del remanente dentario una sola estructura.
- 4- Recuperar y mantener la salud del complejo pulpa-dentina y de la estructura ósea peridentaria.
- 5- Mantener el equilibrio del ecosistema bucal, manteniendo un ecosistema saludable por medio de materiales que sean biocompatibles (5).

Sin embargo, a pesar de todo el avance en materia de resinas compuestas, aún hay elementos que investigar y mejorar para lograr resultados que se acerquen aún más a los objetivos antes planteados.

Las resinas compuestas son materiales muy sensibles a la técnica utilizada en sus etapas previas al resultado final de la restauración, incluyendo la correcta selección e indicación del material según el caso, su técnica adhesiva, el ambiente en que se manipule (luz, humedad, temperatura, etc.), la cantidad y la forma en que se aplique sobre el diente y finalmente su proceso de polimerización.

Con respecto a la polimerización del material, este es un tema muy importante, ya que su correcta polimerización asegura que las condiciones y características indicadas por el fabricante se cumplan. Uno de los aspectos fundamentales que se ven alterados debido a un proceso de polimerización deficiente es la resistencia mecánica del material, lo cual atenta contra uno de los objetivos fundamentales antes mencionados (4; 6).

Dentro del procedimiento clínico indicado para realizar una restauración que cumpla con los objetivos antes señalados, se encuentra el uso de la técnica incremental, mediante la cual la preparación dentaria se va obturando con pequeños incrementos, no mayores a los dos milímetros de grosor con el objeto de compensar el efecto de la contracción de polimerización sobre la junta adhesiva generada con el diente (7; 8; 9). Actualmente, los fabricantes de resinas compuestas indican que el operador, sobre cada incremento colocado, debe aplicar una luz de intensidad adecuada para fotoactivarlo durante un lapso de 20 segundos (10). Sin embargo algunos Investigadores y/o Prácticos Clínicos han sugeridos que se puede fotoactivar cada incremento tan solo por 5 segundos ya que al volver a activar se estarían sumando los tiempos de cada incremento, lo que llevaría a conseguir similares resultados físico mecánicos y de sellado

marginal, considerando que la polimerización no sería tan violenta y se podrían liberar las tensiones de la contracción de polimerización. Solo indican un tiempo mayor en el incremento final de término de la restauración (11; 12; 13; 14).

Lo anterior tendría como ventaja adicional el ahorro de tiempo, ampliamente valorado en la clínica, tanto por el operador como por el paciente (12).

Sin embargo, queda la duda si al fotoactivar por 5 segundos cada incremento de resina compuesta, esta logra completar su polimerización al adicionar los tiempos sucesivos posteriores.

De allí que en el presente trabajo, se pretende analizar comparativamente el comportamiento de resinas compuestas polimerizadas con ambos procedimientos, evaluando la resistencia mecánica y la microdureza superficial (dureza Barcol) alcanzada en ambos casos.

De esta manera, podremos obtener una orientación más clara y precisa, basada en la experiencia científica, con respecto a éste tema y así utilizar los materiales restauradores de la mejor forma y obteniendo los mejores resultados posibles en la salud de nuestros pacientes.

MARCO TEÓRICO

Un problema al que se ha visto enfrentada la Odontología ha sido el tener que restaurar el daño de estructuras y sistemas de alta complejidad y que no tienen igual en la naturaleza. Este grado de complejidad aumenta al asumir que ningún individuo es idéntico a otro, haciendo cada intervención del profesional de la odontología una obra exclusiva.

La odontología restauradora ha desarrollado diversos materiales con el fin de aproximarse al aspecto y comportamiento de la estructura dental y así poder restaurar la ausencia o pérdida de este tejido, ya sea por malformación, por fracturas, por procesos de abrasión, corrosión o erosión, o por caries.

La caries se ha desarrollado en los humanos por un desequilibrio de su flora bacteriana bucal a consecuencia de sus hábitos alimentarios (15; 16). Este desequilibrio se ha hecho más evidente en los países industrializados con un aumento alarmante en la incidencia de caries (16; 17; 18). Y aunque la caries no es una enfermedad que produzca una amenaza real para la vida de las personas, sí presenta consecuencias importantes en la calidad de vida de éstas (19), ya que al producir la eliminación de los componentes inorgánicos y el subsiguiente desmoronamiento de las porciones orgánicas de esmalte y dentina, el diente sufre un proceso desfigurante (20) que produce dolor, altera la estética, impide el correcto desarrollo del lenguaje y expresiones

importantes en la vida como la sonrisa, provocando complejos y alteraciones psicológicas en quienes la presentan, además de las alteraciones en la masticación que generan un desequilibrio del sistema cráneo-cérvico-mandibular.

A su vez, tiene un costo monetario relevante, ya que cada vez que se reparan las estructuras dañadas, es sustantivo el tiempo que un equipo profesional invierte para estos fines (20).

En Chile, la caries es una de las patologías orales de mayor prevalencia, teniendo en nuestra población adulta mayor de 35 años un porcentaje de personas sin historia de caries de un 0 a 2%, lo cual, sin duda, es alarmante (21; 22).

Es en éste contexto que la Odontología Restauradora se vuelve relevante y ha desarrollado métodos y materiales con el fin de prevenir, limitar y restaurar el daño provocado por la pérdida de estructuras dentarias, conservando la salud y la armonía en el sistema (23).

En forma esquemática, los materiales restauradores se pueden clasificar en:

- Materiales restauradores directos:
 - o Cementos de silicatos.
 - o Resinas compuestas.
 - o Cementos de vidrio ionómero.

- Amalgamas dentales.
- Materiales restauradores indirectos:
 - Aleaciones metálicas.
 - Porcelanas.
 - Resinas compuestas.

En esta oportunidad, haremos referencia sólo a las resinas compuestas, como materiales restauradores directos.

Las resinas compuestas son usadas como materiales de restauración ya que son insolubles en el medio bucal, estéticas, insensibles a la deshidratación, económicas y relativamente fáciles de manejar (1). Son clasificadas como materiales plásticos de obturación directa, es decir, que se llevan a la boca en un estado en que se pueden manipular y dar la forma que se necesita fácilmente y que luego por un procedimiento específico, endurecen (6). Son materiales combinados de comportamiento viscoelástico y que pueden ser usados tanto en piezas dentarias anteriores como posteriores (5).

El término *material compuesto* puede definirse como la unión de dos o más materiales diferentes, a través de un agente de acoplamiento, que resulta en un compuesto con propiedades superiores o intermedias a las de los constituyentes individuales (1; 24). Las diferencias entre estos materiales se dan por el cambio en la proporción de sus componentes (matriz: relleno) (1).

El desarrollo de los materiales compuestos para restauraciones dentales se inició a fines de la década de 1950 y principios de la de 1960, cuando Bowen comenzó los experimentos para reforzar las resinas epóxicas con partículas de relleno, con el fin de reemplazar a las resinas acrílicas que eran sistemas de copolímeros sin relleno basados en polimetacrilato de metilo, las que en ese entonces eran la solución a los problemas estéticos de restauración directa. Pero, este material aún distaba mucho de ser el material ideal. Entre los defectos de las resinas acrílicas se encontraban la baja velocidad de curado y alta generación de calor en su proceso de endurecimiento, su tendencia a decolorarse, además de su alto grado de contracción de polimerización y su coeficiente de variación dimensional térmica diez veces mayor que el de las estructuras dentarias, trayendo como consecuencias filtraciones marginales, percolación y caries recidivantes, además de tener una baja resistencia mecánica. Estas deficiencias estimularon a Bowen a combinar las ventajas de las resinas epóxicas y los acrilatos. Este trabajo finalizó con el desarrollo una nueva molécula monomérica de bisfenol A-glicidil metacrilato al cual llamó bis-GMA (fase orgánica o matriz de resina); y las partículas de relleno (fase inorgánica) las trató con un *vinil silano* (compuesto orgánico de silicio), el cual actúa como agente de unión bifuncional (fase de acoplamiento) para permitir una buena unión entre las partículas de relleno y la matriz orgánica (3; 25).

Sin duda, Bowen acertó en obtener un material de mejores características, ya que en términos generales, esta nueva resina de dimetacrilato tiene mayor peso molecular que el componente de las resinas acrílicas, factor que reduce la contracción al polimerizar y los cambios dimensionales térmicos. Por otro lado, un dimetacrilato amplía el enlace cruzado y mejora las propiedades

mecánicas del polímero. Con este logro, los materiales compuestos rápidamente reemplazaron a los silicatos y a las resinas acrílicas para restauraciones estéticas (1; 24).

COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Matriz de resina: Las matrices orgánicas más utilizadas para las resinas compuestas están constituidas por un dimetacrilato conocido como bis-GMA, el que puede ser reemplazado por otro monómero, el *dimetacrilato de uretano (DMU)* o por una mezcla de ambos (24). Estos monómeros de alto peso molecular son muy viscosos a temperatura ambiente y se hace difícil manipularlos, por lo que fue necesario agregar otros tipos de componentes como el *trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA)*, el *Bis-EMA-6* y el *Bis-EMA-10*. Estos componentes son diluyentes que reducen la viscosidad del material obteniendo una masa de consistencia adecuada para ser usada clínicamente. Desafortunadamente, la adición de estos monómeros diluyentes aumenta la contracción de polimerización, factor que limita la cantidad de ellos que puede usarse en las resinas compuestas (1; 24). Las moléculas monoméricas se transforman en un polímero de mejores características que las resinas acrílicas, sin embargo, en un primer momento el proceso de polimerización por el cual esto sucede en ambos casos era idéntico y requería de los mismos tipos de componentes.

La palabra *polímero* deriva del griego *polys*, “muchos” y *meros*, “parte”, es decir, son grandes compuestos de peso molecular elevado que están formados por muchas unidades repetidas a los

que se denominan monómeros. Estos se unen entre sí por medio de reacciones, ya sea de adición o de condensación, quedando encadenados de modo sucesivo por enlaces covalentes (26; 27). El enlace covalente es aquel en el cual dos átomos de igual o distinta naturaleza se unen compartiendo sus electrones de valencia (28).

Para que esto así suceda, este monómero requiere de un aporte de energía externa para ser activado y así poder reaccionar con otros monómeros y polimerizar.

Sistema activador e iniciador: Las resinas compuestas polimerizan mediante una reacción de adición de tipo radicalica, y para que ello ocurra es necesaria la generación de un radical libre que aporte energía al monómero y así desencadene la reacción. Este radical libre es aportado por un compuesto denominado agente *iniciador*. En el caso de la mayoría de las resinas compuestas actuales estos radicales libres son generados por fotoactivación. Esta consiste en la fotoiniciación de un receptor fotosensible por medio de la exposición a la luz, la que produce un estado de excitación del fotoiniciador y la interacción de éste sobre una amina alifática contenido en la resina compuesta para formar radicales libres que inician la polimerización por adición (1) (24; 29). El fotoiniciador más comúnmente empleado es la canforoquinona cuyo pico de sensibilidad es de 468 nm dentro del espectro de la longitud de onda de luz visible azul (1).

Inhibidores: Para minimizar o evitar la polimerización espontánea de los monómeros y alargar así la vida útil de las resinas compuestas, se agregan inhibidores. Estos tienen un fuerte potencial de reacción con radicales libres formados por una breve exposición a la luz o la temperatura ambiente o cuando se ha dispensado el material, inhibiendo de esta manera la propagación de la reacción en cadena y terminando con el proceso de polimerización. Por otro lado, otorga un adecuado tiempo clínico para trabajar el material. Cuando todos los inhibidores se han consumido, ocurrirá la propagación de la reacción. Un inhibidor típico es el *hidróxitolueno butilado* (1).

Agentes acopladores: Es fundamental que las partículas de relleno se unan químicamente a la matriz de resina. Esto permite que la matriz del polímero que es más flexible, transfiera las tensiones a las partículas de relleno, que son más rígidas. De esta forma, se mejoran las propiedades físicas y mecánicas del material. Los agentes que más frecuentemente se usan, son los derivados de los silanos orgánicos. El silano hidrolizado se puede enlazar con silanoles sobre las superficies del relleno. Por otra parte, el componente organosilano forma enlaces covalentes con la resina cuando ésta polimeriza, por lo que se completa el proceso de acoplamiento (1).

Finalmente las resinas compuestas tienen partículas de relleno que han sufrido distintas modificaciones a través del tiempo y que permite clasificarlas según el tamaño de éstas. Además, posee diversos pigmentos, espesantes y preservantes, entre otros.

Partículas de relleno: La incorporación de partículas de relleno dentro de la matriz mejora significativamente sus propiedades tanto físicas como mecánicas. Al haber menos matriz de resina en un compuesto, la contracción de polimerizado se reduce, comparada con la resina sin relleno. La sorción de agua y el coeficiente de expansión térmica son menores comparados con las resinas sin relleno. Las propiedades mecánicas, como la resistencia a la compresión, resistencia elástica y el módulo de elasticidad mejoran, así como la resistencia a la abrasión. Todos estos cambios ocurren con un aumento de la fracción de volumen de las partículas de relleno. Para el relleno se han utilizado partículas de cuarzo, sílice, silicato de litio aluminio y cristales de bario, estroncio, cinc e yterbio (1).

En base al tamaño de las partículas de relleno podemos clasificar las resinas compuestas en:

Resinas compuestas convencionales o de macrorrelleno: Fueron las primeras en desarrollarse. El relleno más común de estos materiales era el cuarzo. Estas partículas eran de tamaños muy variados, oscilando entre 1 a 100 μ m. La carga de relleno generalmente era de 70 a 80% en peso o 60 a 65% en volumen. Las partículas de relleno expuestas eran grandes y estaban rodeadas de cantidades apreciables de la matriz de resina. Presentaban rugosidad en la superficie como resultado de la abrasión selectiva de la matriz alrededor de las partículas de relleno, debido a las diferencias en la dureza de ambos materiales, dificultando el pulido de las superficies del material y facilitando su pigmentación (1).

Resinas compuestas de microrrelleno: Nacen como una alternativa a las anteriores. Estas se desarrollaron con un tipo de material que tiene partículas de sílice coloidal como relleno inorgánico. El tamaño de las partículas de relleno oscila entre 0,04 y 0,4 μ m. El contenido final del relleno inorgánico es de alrededor de 50% en peso (30% en volumen). Por ello, sus propiedades mecánicas y físicas son inferiores a la de los composites convencionales porque casi un 70 % en volumen del material restaurador corresponde a matriz de resina (1). La característica más destacable de estas resinas compuestas era su excelente terminación superficial, por lo que se reservaron para restauraciones en sectores anteriores, donde la estética es más importante que la resistencia mecánica (24).

Resinas compuestas rellenas de partículas pequeñas: Se desarrollaron en un intento por mejorar las características de las resinas compuestas de macrorrelleno y emular a las de microrrelleno. El tamaño promedio de los rellenos es de 1 a 8 μ m, con una distribución del tamaño muy amplia, lo que facilita una elevada carga de relleno, y los composites con pequeñas partículas generalmente contienen más relleno inorgánico (80% en peso y 60 a 65% en volumen) que los composites convencionales. Algunos composites rellenos de partículas pequeñas usan partículas de cuarzo como relleno, pero muchos incorporan cristales que contienen metales pesados. La resina de la matriz de estos materiales es semejante a la de los composites convencionales y de microrrelleno. El tamaño de las partículas de relleno de estas resinas compuestas hace posible que se obtengan superficies lisas que puedan ser aplicadas en dientes anteriores, pero no son tan buenas como las resinas compuestas de microrrelleno o las resinas compuestas híbridas, por lo que dejaron de utilizarse (1).

Resinas compuestas híbridas: Se desarrollaron en un esfuerzo por obtener la superficie pulida lisa de las resinas compuestas de microrrelleno y la resistencia mecánica de las de macrorrelleno. Los rellenos híbridos modernos consisten en sílice coloidal y partículas pequeñas de cristales que contienen metales pesados, constituyendo un contenido de relleno de aproximadamente 75 a 80% en peso. Las partículas de relleno tienen un tamaño que oscila entre 0,04 y 5 μm . Las partículas de relleno menores, así como la mayor cantidad de microrrelleno, hace que aumente la superficie de contacto, por lo que el contenido total del relleno no es tan alto como el de los composites rellenos de partículas pequeñas (1).

Resinas compuestas microhíbridas: Estas resinas compuestas son una mejora de las resinas compuestas híbridas ya que combinan las propiedades mecánicas de una resina compuesta híbrida y las características estéticas de las resinas compuestas de microrrelleno. El relleno inorgánico de estas resinas está compuesto por partículas cuyo tamaño de grano oscila entre 0,04 y 3 μm . El tamaño promedio de las partículas de relleno oscila entre 0,4 y 0,9 μm dependiendo de la marca, y además contiene partículas de microrrelleno (SiO_2 , YbF_3) cuyo tamaño promedio de grano oscila entre 0,04 y 0,05 μm . Tienen un 65% de relleno en volumen. Estas resinas compuestas son un intento por incorporar una mayor cantidad de relleno inorgánico, lo cual permite mejorar algunas propiedades de las resinas compuestas (1).

Resinas compuestas de nanorrelleno: Recientemente se han introducido en el mercado nuevos composites que incluyen partículas de relleno nanométricas. Las partículas de relleno que se

emplean en los composites de nanorrelleno poseen entre 20 y 75 nm, formas esféricas y una dispersión de tamaño muy baja, y se obtienen a través de un proceso de sílice coloidal. La carga de relleno es aproximadamente de 75 a 85% en peso (60% en volumen). El tamaño de las partículas de relleno no es nuevo dentro de la tecnología de los materiales dentales aunque sí es novedoso el tratamiento superficial con silanos que las integran a la matriz orgánica del composite y que evitan que se aglomeren. Ese fue justamente el problema con estas diminutas partículas, que tienden a aglomerarse (y a formar partículas más grandes) y al hacerlo no se comportan como nanopartículas y no pueden ser aprovechadas sus ventajas. Al ser partículas tan pequeñas, por lo numerosas, constituyen superficies muy extensas y poseen elevada energía superficial. La forma de éstas es irregular y la dispersión de tamaños es amplia. Los objetivos que se persiguen al incorporar las nanopartículas en los composites son mejorar las propiedades mecánicas y estéticas, mejorar el pulido y disminuir la contracción de polimerización volumétrica. Se ha llegado a establecer un tope máximo de incorporación de carga cerámica. Al agregar más, el composite pierde características de manipulación adecuadas al igual que se empobrece su aspecto óptico (30; 31; 32; 33).

Características de las nanopartículas: Por ser tan reducidas en tamaño no reflejan la luz. Se sabe que un cuerpo reflejará la luz (y tendrá color y opacidad) cuando tenga un tamaño mínimo similar a la mitad de la longitud de onda menor del espectro de luz visible (que es 400 nm), o sea que ese cuerpo deberá tener más de 200nm para reflejar la luz. Las nanopartículas son de tamaños menores por lo que las ondas de luz no rebotan ellas. Se comportan como transparentes, la luz la atraviesa sin reflejarse en ellas. Por esta razón es que se les puede incorporar en la composición de los composites sin modificar la opacidad/translucidez de los mismos. Otro

aspecto a considerar es que las nanopartículas tienen (en virtud de su tamaño) comportamientos atípicos de sólidos. Se comportan como líquidos: una composición de un composite que sólo posea nanopartículas generará un líquido viscoso y transparente. Por lo anterior, deben acompañarse de partículas más grandes, de tamaño promedio de 0,7 micrones. Estas partículas actuarán como soporte o andamiaje para las nanométricas y otorgan viscosidad al material, regulan la consistencia, dan color, opacidad y dan radiopacidad. Justamente, las distintas formas de otorgar ese andamiaje a las nanopartículas son la diferencia más importante con respecto a los distintos desarrollos comerciales. Cuando se combinan nanopartículas con partículas de tamaño promedio de 0,7 μm en un mismo composite, éste se denomina composite nanohíbrido (3; 30; 32; 33).

Polimerización: El proceso de polimerización es complejo y envuelve numerosos pasos. Al principio, se forman cadenas poliméricas lineales, las cuales se van ramificando, formando cadenas cruzadas entre las cadenas lineales, constituyendo una verdadera red polimérica tridimensional. A medida que las cadenas poliméricas van aumentando de tamaño, aumentan también su peso molecular y las propiedades mecánicas de la resina. La reacción de polimerización sólo terminará cuando dos radicales complejos estén próximos y se unan entre sí.

(12)

Hay varios factores que están involucrados en este proceso y que pueden modificar o afectar el resultado de la polimerización, trayendo consecuencias en las propiedades físicas y/o mecánicas del producto final.

En relación con las resinas compuestas fotoactivadas, un punto importante que se debe considerar es la capacidad del haz de luz para lograr una adecuada profundidad de curado. Una polimerización insuficiente de las partes profundas de las restauraciones de resina compuesta implica en ellas una disminución en el grado de conversión final de monómeros de resina en polímeros (convencionalmente fluctúa entre un 50 a 60%), lo que acarrea un aumento de la solubilidad en agua, aumento potencial de pigmentación, aumento del desgaste de la restauración, una reducción de la dureza y de la rigidez, aumento de la fractura marginal, y una débil unión a la estructura dental (y al adhesivo) de parte de dichas restauraciones. Además, la existencia de monómeros libres o residuales, a partir de una matriz pobremente o no polimerizada, puede, desde el punto de vista biológico, tener efectos secundarios negativos sobre la pieza dentaria (34).

La profundidad de curado de las resinas compuestas fotoactivadas, depende de varios factores, entre los cuales podemos nombrar: el tipo y color de la resina, la concentración del fotoiniciador, el tipo de unidad de fotocurado utilizada, la duración de la irradiación, la distancia y orientación del foco emisor de la luz, el espesor del material, y la intensidad de la luz de curado, por nombrar algunos (35).

Debido a la importancia de una adecuada polimerización, se han buscado formas de evaluar su efectividad. Esto puede ser evaluado por métodos directos, como el láser Raman y la espectroscopía infrarroja, pero debido a su costo y complejidad se han buscado otras alternativas, como son los métodos indirectos, tales como: la evaluación visual, la resistencia al desgaste (raspando la superficie), midiendo la resistencia a la tensión diametral o midiendo la dureza superficial, siendo éste último el más comúnmente utilizado ya que ha demostrado ser un indicador del grado conversión y se ha podido correlacionar bien con la espectroscopia infrarroja (36).

La fotopolimerización, al igual que todas las formas de polimerización en general, lleva asociada dos fenómenos de importancia, como son la generación de calor y la contracción de polimerización. Esta última es uno de los mayores problemas de las resinas compuestas, que no puede ser evitado, pero sí controlado, disminuido o contrarrestado, ya sea por la naturaleza y composición del material o bien por una técnica operatoria adecuada (37).

Contracción de polimerización: Junto con el coeficiente de expansión térmica, son las propiedades que mayor incidencia poseen en el resultado clínico de las restauraciones de resina compuesta. Bausch la define como “la consecuencia del reordenamiento molecular en un espacio menor al requerido en la fase líquida inicial” (38).

El paso de monómero a polímero implica un reordenamiento espacial de las moléculas que constituyen esa matriz de resina. Por lo tanto, cualquier material que endurezca por esa vía presentará algún grado de variación dimensional.

La reducción volumétrica de estos materiales es de aproximadamente del 2 al 7% de su volumen total. Esta cifra, que parece pequeña puede generar una brecha marginal lo suficientemente importante para hacer peligrar la integridad de la restauración y del esmalte (39). El efecto de la contracción de las resinas compuestas al polimerizar sobre el sellado marginal de la restauración dependerá del tamaño y de la cantidad de las partículas monoméricas, del módulo de elasticidad del material, de la deformación durante su endurecimiento, de la calidad de la unión adhesiva lograda con los tejidos dentarios y del sistema y método de fotoactivación. Mientras más grande sea la molécula monomérica, menor será la contracción. Por otra parte, al haber una mayor cantidad de monómero el volumen de relleno inorgánico será menor, aumentando con ello la contracción final del polímero (35).

La contracción de polimerización no genera tantos problemas en cavidades pequeñas, rodeadas de esmalte, pero en el caso de preparaciones grandes, la mayor masa del material que polimeriza, genera que las fuerzas de contracción superan a las de adhesión, provocando que la tensión se transmita a la junta adhesiva causando una brecha lo que puede dar lugar a filtraciones marginales. Esta tensión es tan poderosa que puede provocar la fractura de pequeños trozos de esmalte o fracturas cohesivas dentro de la masa del material (2).

En caso que se obtenga una buena adhesión, las tensiones internas pueden causar deflexión de las cúspides, lo cual puede generar sensibilidad, malestar o dolor al masticar, situación frecuente en grandes restauraciones de premolares y molares.

A pesar de estos y otros defectos que presentan las resinas compuestas, su evolución ha permitido que actualmente los dentistas puedan elegir dentro de una extensa variedad. Por ello, para las diferentes aplicaciones clínicas existen resinas compuestas dentro de un amplio rango de viscosidades, partiendo por las más fluidas o sellantes de fisuras, seguidas por las fluidas, las de microrrelleno, los composites microhíbridos y terminando con los composites posteriores condensables de alta viscosidad.

Cada tipo de material, de acuerdo a su categoría, varía considerablemente en su manipulación y en sus propiedades físicas. Al mismo tiempo, cada categoría tiene ciertas ventajas y limitaciones que determinan su indicación para situaciones específicas, siendo importante conocer los tipos de resinas compuestas (40).

Como se mencionó anteriormente, la técnica de colocación y el protocolo que se use para la fotoactivación de las resinas compuestas se relaciona con la contracción de polimerización, permitiendo en algunos casos controlarla y manejarla con el fin de reducir la cantidad de

tensiones que se generan en el proceso de polimerización que se transmiten a la interfase diente restauración y así disminuir la brecha marginal.

Se han descrito tres técnicas básicas de colocación de resinas compuestas. Una, es el llenado en masa, la cual luego de varios estudios y de la experiencia clínica se ha demostrado que es en la que se genera la mayor contracción y la mayor brecha marginal, por lo que ya no se recomienda su uso. La segunda técnica, es la llamada técnica incremental, la cual consiste en colocar la resina compuesta por incrementos de no más de 2 mm y fotoactivarlos cada uno (41). Ésta es la más difundida actualmente y la recomendada por los fabricantes de resinas compuestas. A esta técnica, se han asociado varios conceptos como lo es el *punto gel*. El momento en que la resina compuesta pasa del estado fluido a un estado viscoso es denominado punto gel. Este punto es muy importante, porque a partir de él, el composite adquiere un alto módulo de elasticidad, pierde la capacidad de escurrir y comienza a transferir el estrés generado en la contracción de polimerización a la interfase diente-restauración, es decir, a la superficie de adhesión. La contracción de polimerización que ocurre antes del punto gel es denominada de contracción pre-gel. En la *fase pre-gel*, las moléculas se pueden deslizar y adquirir nuevas posiciones y orientaciones, compensando el estrés de contracción de polimerización. En esta fase, el estrés de contracción generado no es transferido a la interfase de unión, debido a la capacidad de escurrimiento de las moléculas. Sin embargo, después del punto gel, en la *fase post-gel*, la capacidad de escurrimiento de la resina compuesta queda restringida, debido al aumento de enlaces cruzados ya establecidos en la matriz. Toda fuerza de estrés de contracción generada a

partir de ese punto será transferida a la interfase de unión diente-restauración (42; 43; 44; 45; 46).

La *contracción total* es definida como la suma de la contracción pre y post-gel. El estrés desarrollado durante la contracción puede generar fuerzas capaces de romper la resistencia adhesiva de la restauración a las paredes cavitarias (42; 13). Recientemente ha sido propuesto como forma de minimizar el estrés de la contracción de la polimerización, el alargamiento de la fase pre-gel de la resina compuesta. Una importante característica de las resinas químicamente activadas es el menor estrés de contracción desarrollado durante la polimerización, en virtud de que su fase pre-gel muy larga. Las resinas compuestas fotopolimerizables poseen una polimerización más rápida, con menor capacidad de escurrimiento. Teóricamente, cuanto menor la capacidad de escurrimiento de la resina, mayor el estrés de contracción, lo que es decisivo para el proceso adhesivo (13; 47). Es por este motivo que se recomienda en las resinas compuestas fotoactivadas, que el inicio de la polimerización sea con una luz de menor intensidad y que progresivamente aumente, con el fin de alargar la fase pre-gel y tener mejores resultados. Ésta técnica fue denominada polimerización de partida suave por Mehl et al. (48). El uso de la polimerización gradual, mediante la reducción de la intensidad inicial de luz, seguida por una fotoactivación con alta intensidad final mejora la integridad marginal de restauraciones de resinas compuestas y ha sido comprobada por diversos autores (47; 48; 49). Cuando se utiliza una baja intensidad de luz, un menor número de radicales libres estarán disponibles, reduciendo o limitando la cantidad de grupos de monómeros de metacrilatos que serán convertidos en polímeros. Esto hará que la reacción de polimerización progrese más lentamente, permitiendo el

alivio del estrés, mediante el escurrimiento de las moléculas (fase pre-gel) por la superficie no adherida. Cuando la resina compuesta alcance el punto gel, el máximo de escurrimiento ya habrá ocurrido y entonces una alta intensidad de luz será usada para complementar la reacción de polimerización. Con este método se gana tiempo clínico y el grado de polimerización final será equivalente al obtenido con una alta intensidad de luz (11; 46; 47). Esto se complementa con la sugerencia de realizar la fotoactivación a través de la estructura dentaria, es decir, que inicialmente el haz de luz atraviese la estructura dentaria antes de llegar a la resina compuesta. Con esto, se disminuye la intensidad inicial de luz y por otro lado se guía la contracción de polimerización hacia la fuente luminosa, es decir hacia la estructura dentaria y no, como ocurre normalmente, hacia el centro de la restauración, disminuyendo así la brecha marginal y las tensiones sobre la interfase diente-restauración (37). Aspectos que complementan estos conceptos son el espesor de los incrementos, el tiempo y el esquema de fotoactivación de cada uno. Actualmente, los fabricantes de resinas compuestas en general indican que el operador, sobre cada incremento de 2 mm de espesor colocado, debe aplicar una luz de intensidad adecuada para fotoactivarlo durante un lapso de 20 segundos (o el equivalente en energía según el sistema de luz utilizada) (10). Sin embargo algunos Investigadores y/o Prácticos Clínicos entre ellos L.N. Baratieri, R.M. Carvalho y J.C Castañeda, han sugeridos la posibilidad de reducir este período de tiempo a 5 segundos por cada incremento, basados en la posibilidad de transmisión de la luz a través de los bloques de resina o que por proximidad entre los incrementos de todas maneras se exponen a la fuente luminosa (14). Complementando esto, ellos plantean que interrumpir el proceso de polimerización cada 5 segundos no altera los resultados finales, ya que los sucesivos períodos de exposición al haz de luz serían sumativos (14). Finalmente para

asegurar la polimerización recomiendan hacer una polimerización final más larga, para que los últimos incrementos reciban la cantidad de luz suficiente para lograr el grado de conversión esperado en la restauración final. Esto ayudaría a conseguir mejores resultados físico mecánicos y de sellado marginal, considerando que la polimerización no sería tan violenta y se podrían liberar las tensiones de la contracción de polimerización (11; 12; 13; 14). Lo anterior tendría como ventaja adicional el ahorro de tiempo, ampliamente valorado en la clínica, tanto por el operador como por el paciente (12). Sin embargo, queda la duda si al fotoactivar por 5 segundos cada incremento de resina compuesta, esta logra completar su polimerización al adicionar los tiempos sucesivos posteriores.

Finalmente, la última técnica básica de colocación de resina compuesta, es la contracción directa con la técnica incremental de la acumulación o técnica dirigida de la contracción. Primero introducida por Bertolotti, se basa en la propiedad antes mencionada de las resinas de autocurado las que presentan menor contracción de polimerización que las fotoactivadas, debido a que su proceso es más lento y por lo tanto su fase pre-gel más prolongada. Por lo tanto, en ésta técnica se usan aplicaciones de una resina compuesta posterior de autocurado de viscosidad baja como base, seguida por un reemplazo del esmalte con resina compuesta de fotoactivado. Este compuesto de autocurado alcanza su punto de gel muy lentamente, evitando de tal modo la acumulación de tensiones y la contracción elevada. Una resina compuesta resistente de fotocurado entonces se pone en incrementos pequeños de 2mm curados con luz usando la polimerización a través del esmalte. Esta técnica controla la cantidad de tensión creada por la contracción de la polimerización así como también deja muy poco material en exceso para pulir.

Además, esto permite la colocación y estratificación del material en distintas tonalidades y translucidez, conduciendo a una restauración compuesta posterior más estética (41; 50).

Propiedades mecánicas: Como hemos visto, del proceso químico de fotopolimerización de las resinas compuestas en conjunto con las técnicas asociadas a éste, va a depender el producto final de la restauración. Según como haya sido realizado el proceso, la restauración final tendrá mejores o peores propiedades. Uno de los aspectos que se ven directamente afectados por el proceso de fotopolimerización, como ya lo mencionamos, son las propiedades mecánicas de la resina compuesta.

Las propiedades mecánicas son las respuestas medidas, tanto *elásticas* (reversibles al eliminar la fuerza) como *plásticas* (irreversibles o no elásticas), de los materiales bajo la influencia de las fuerzas externas denominadas *cargas* (1; 51; 52). Cuando un material se encuentra en reposo sus átomos tienden a mantener constante una ubicación y distancia entre ellos, lo que es posible porque existen fuerzas de cohesión (uniones) que así lo condicionan. La acción de cargas produce una modificación de la posición y distancia que hay entre los átomos y moléculas de un material, lo que exteriormente se traduce en un cambio de la forma del cuerpo denominada *deformación* que junto a la *tensión* está asociada con el comportamiento de los materiales al ser sometidos a fuerzas mecánicas (1; 52; 53).

Otro término relacionado es el de *resistencia final o resistencia máxima*, que es la máxima tensión que un material puede soportar antes de fracturarse y es medida en unidades de Newton/metros² (N/m²) (53). Si la carga es suficientemente grande, puede superarse la tensión máxima, lo que lleva a la ruptura del cuerpo, que no es nada más que la separación en una determinada zona de los átomos o moléculas que lo componen (1; 53), por lo tanto el valor de la resistencia máxima de un material estará relacionado con las uniones químicas de los átomos y moléculas que lo componen, y cuanto mayores sean éstas, mayor será la resistencia del material. Debemos saber que la resistencia es una propiedad mecánica que permite que la restauración sirva para sus funciones de manera eficaz, segura y por un período de tiempo razonable, por lo tanto el posible fracaso de una restauración bajo fuerzas aplicadas debe relacionarse con las propiedades mecánicas del material utilizado. Hay que tener claro que para el estudio de las propiedades mecánicas de cualquier material debemos conocer las *tensiones y deformaciones* que en ellos producen las fuerzas externas, así como la *tensión máxima* que pueden soportar (1).

Cuando una fuerza externa actúa sobre un cuerpo sólido, ocurre una reacción para oponerse a esta fuerza, la que es igual en magnitud pero opuesta en dirección a la fuerza externa, lo que está basado en la ley de acción y reacción de Newton. Si a esta fuerza aplicada la dividimos por el área sobre el cual actúa en el cuerpo obtenemos el valor de la tensión producida en la estructura (51).

Prueba de Dureza Barcol:

En ingeniería, la dureza es comúnmente definida como la resistencia de un material a la indentación. La indentación es la presión de una bola dura o de una punta contra la muestra de material con una fuerza conocida, produciendo así una depresión. La depresión o indentación resulta de la deformación plástica que se forma debajo del indentador. Algunas características específicas de la indentación, tales como el tamaño o la profundidad son tomadas como medidas de dureza (52).

El test de dureza Barcol es un método que se usa a menudo para materiales blandos como plásticos rígidos, composites, resinas reforzadas termocuradas o resinas de fibra de vidrio, entre otros. Sirve como un método indirecto para determinar grado de polimerización de un composite, por lo tanto, la dureza es una de las propiedades mecánicas más demostrativas del comportamiento y durabilidad de las resinas compuestas (52; 36). Este test es barato y rápido de realizar, pero se debe tener la precaución de realizarlo en superficies planas.

El aparato con que se realiza es llamado impresor (o durómetro) Barcol (originalmente llamado impresor Baber-Colman). Es un aparato de mano, transportable. Opera cuando la punta es presionada contra el material en cuestión. La dureza del material se determina por la profundidad del indentador comparado a la penetración en un material de referencia. Ésta es transferida por un resorte de tensión y un nivel para ser leído en un dial (54).

La escala y los valores que usa el test de dureza Barcol están regulados y estandarizados por el documento ASTM D 2583. La escala que utiliza es de 0 a 100, con un rango típico promedio entre 50B y 90B. Como ha sido definido en el ASTM D 2583, las divisiones de la escala de 0 a

100, debe indicar cada una, una profundidad de 0,0076 mm del indentador sobre el material testeado (54).

Como ya habíamos mencionado, al rehabilitar las piezas dentarias dañadas, se busca recuperar el equilibrio morfofuncional del sistema estomatognático, dentro de lo cual la recuperación de la forma anatómica de los dientes y su mantención a largo plazo juega un rol fundamental. En este sentido, si se logra restablecer la morfología dentaria con un material restaurador, es de vital importancia que éste sea capaz de suplir eficazmente los requerimientos funcionales que deberá asumir, manteniendo la forma de las estructuras dentarias reconstruidas. Es por esto que dentro de los avances que registran los biomateriales restauradores, la resistencia mecánica adecuada es uno de los objetivos a optimizar, asimilándola a la de las estructuras dentarias.

Todos estos estudios están enfocados al análisis de los comportamientos de estos materiales desde distintos puntos de vista. En el caso específico de este trabajo de investigación, el objetivo apunta a la comparación de dos grupos de muestras de resina compuesta fotopolimerizada utilizando dos protocolos diferentes en cuanto a los tiempos de exposición a la luz, para determinar si este cambio en el esquema de polimerización produce deficiencias en el grado de polimerización de las resinas que se traduzcan en diferencias en el comportamiento mecánico de los grupos de estudio, en que respecta a la dureza superficial Barcol.

De esta manera, podremos obtener una orientación más clara y precisa, basada en la experiencia científica, con respecto a éste tema y así utilizar los materiales restauradores de la mejor forma y obteniendo los mejores resultados posibles en la salud de nuestros pacientes, optimizando el trabajo clínico.

HIPÓTESIS

Existen diferencias significativas en la microdureza superficial de resinas compuestas incrementales fotoactivadas con dos procedimientos diferentes.

OBJETIVO GENERAL

Determinar *in vitro*, si existen diferencias significativas en la microdureza superficial de resinas compuestas incrementales fotoactivadas con dos procedimientos diferentes.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Determinar la microdureza superficial Barcol en la cara superior y en la cara inferior de cuerpos de resinas compuestas incrementales fotoactivando cada uno de sus incrementos por 20 segundos y el último incremento por 40 segundos.
2. Determinar la microdureza superficial Barcol en la cara superior y en la cara inferior de cuerpos de resinas compuestas incrementales fotoactivando cada uno de sus incrementos por 5 segundos y el último incremento por 40 segundos.
3. Analizar comparativamente los resultados obtenidos entre los grupos de estudio.

MATERIAL Y MÉTODO

Este trabajo experimental se realizó en el Laboratorio de Biomateriales Odontológicos del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile y en la Sección de Materiales Poliméricos y Compuestos del Instituto de Ensayos de Materiales de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Chile (IDIEM).

Ensayo de dureza superficial:

En este estudio se midió la dureza superficial de una resina compuesta luego de ser sometida a dos protocolos diferentes de fotopolimerización. Para esto se realizó una matriz de silicona para un cilindro de diámetro de 15 mm y de 5 mm de alto.

Se confeccionaron 10 cuerpos de prueba de resina compuesta de restauración directa. La resina utilizada fue Z-350 (3M/ESPE) color A2 y la fotopolimerización se hizo con una lámpara Halógena convencional (3M, modelo St. Paul, U.S.A.). Cada cuerpo de prueba se confeccionó utilizando un formador de probetas de silicona (masilla), con un diámetro de 15 mm y un alto de 5mm, previamente aislado con vaselina siliconada.

Cada cuerpo de prueba se formó por incrementos sucesivos de 1,6 mm, seguido cada uno por fotopolimerización. Debido al diámetro de los cuerpos y para asegurar la polimerización homogénea de la superficie, ésta se realizó por tercios, cubriendo los dos tercios restantes con silicona masilla (opaca). En 5 cuerpos de prueba, la fotoactivación de cada incremento fue por

un período de 20 segundos y el último de ellos por 40 segundos. En los 5 cuerpos de prueba restantes, los dos primeros incrementos fotoactivados por 5 segundos y el incremento final fue fotoactivado por 40 segundos.

Durante el proceso se tuvo la precaución de que no quedaran poros en los cuerpos de prueba, ni tampoco irregularidades en su superficie, para lo cual, al colocar el material este fue bien comprimido y al último incremento, antes de la aplicación de la luz, se le hizo presión con un porta objetos en las caras libres del cilindro. Una vez terminadas, las 10 probetas se dejaron en una estufa Heraeus en un ambiente de 100% humedad relativa y una temperatura de 37°C, por un período de 48 hrs, antes de hacer las pruebas mecánicas.

Para medir la microdureza superficial de las caras superior e inferior de los cuerpos de prueba se utilizó un durómetro tipo Barcol, con un reloj con una norma ASTM D 2583, cuyo rango es de 0 a 100. En cada cuerpo de prueba debidamente identificado, se realizaron 5 mediciones de dureza en su cara superior y 5 mediciones en su cara inferior. En cada medición se registró la medida de dureza en la escala correspondiente a dureza Barcol.

Los resultados de la prueba de dureza Barcol fueron analizados por Análisis de Varianza utilizando el Test de Student, y posteriormente se compararon los grupos de cada prueba entre sí.

Las diferencias se consideraron significativas si el valor de probabilidad (p) resultaba inferior al 5% ($p < 0.05$) para establecer si se valida o rechaza la hipótesis planteada (55).

RESULTADOS

Los resultados obtenidos del ensayo de dureza superficial Barcol para ambos protocolos de fotopolimerización fueron tabulados y graficados detallándose a continuación.

Dureza Superficial

En las Tablas N° I, II, III y IV se muestran los resultados obtenidos de la prueba de dureza Barcol para el grupo 1 y el grupo 2, respectivamente.

Tabla N° I. Dureza superficial Barcol Grupo 1

Grupo 1 (5 seg.)		
Muestra N°	cara superior dureza Barcol	cara inferior dureza Barcol
probeta 1	88	88
	89	87
	90	85
	89	87
	90	87
probeta 2	90	87
	90	88
	89	87
	89	86
	89	87
probeta 3	90	87
	90	87
	90	86
	89	85
	90	86
probeta 4	89	88
	89	89
	88	87
	87	86
	90	88
probeta 5	90	89
	91	88
	90	86
	88	87
	90	86
PROMEDIO	89,36	86,96

Tabla N° II. Dureza superficial Barcol Grupo 1

Grupo 1	N° de Muestras	Promedio	Desviación estándar
Cara superior	25	89,36	0,907
Cara inferior	25	86,96	1,059

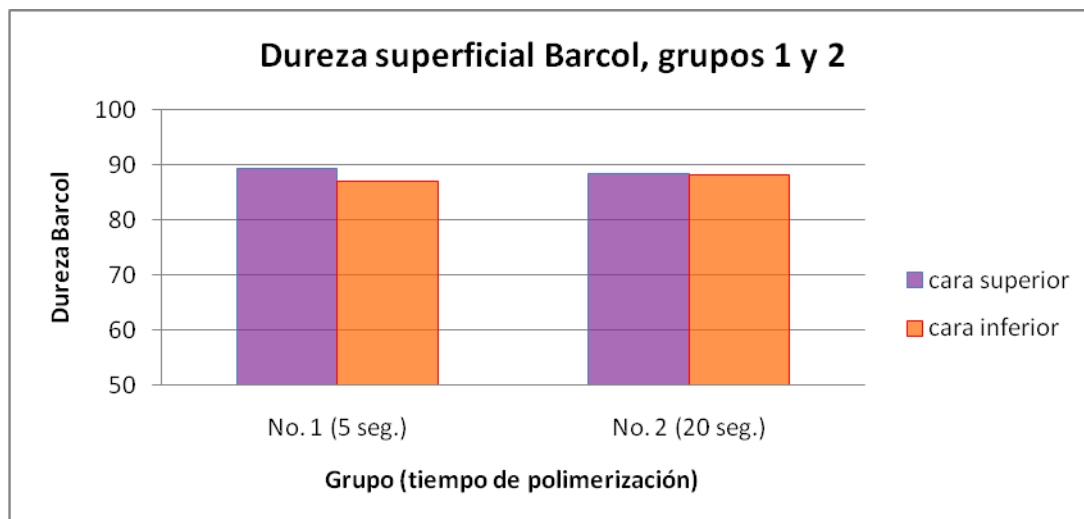
Tabla N° III. Dureza superficial Barcol Grupo 2

Grupo 2 (20 seg.)		
	cara superior	cara inferior
probeta 1	90	88
	90	88
	89	87
	88	88
	90	89
probeta 2	89	88
	90	88
	88	88
	89	87
	90	87
probeta 3	87	88
	87	90
	88	88
	87	88
	86	88
probeta 4	88	88
	88	88
	87	89
	87	87
	87	87
probeta 5	90	89
	90	88
	89	90
	88	88
	88	87
PROMEDIO	88,4	88,04

Tabla N° VI. Dureza superficial Barcol Grupo 2

Grupo 2	N° de Muestras	Promedio	Desviación estándar
Cara superior	25,00	88,40	1,258
Cara inferior	25,00	88,04	0,840

Gráfico N° 1



Análisis de Resultados

Dureza Superficial Barcol: Los valores obtenidos fueron comparados entre sí y sometidos al Test de Student. Las comparaciones realizadas con sus respectivos resultados del Test de Student se esquematizan en la Tabla N° V:

Tabla N° V. Análisis estadístico mediante el Test de Student

Comparación	Diferencia entre promedios	T test	Diferencia estadística
Cara superior G1/ Cara inferior G1	$89,36 - 86,96 = 2,4$	$p = 0,000$	Sí
Cara superior G2/ Cara inferior G2	$88,4 - 88,04 = 0,36$	$p = 0,240$	No
Cara superior G1/ Cara superior G2	$89,36 - 88,4 = 0,96$	$p = 0,003$	Sí
Cara inferior G1/ Cara inferior G2	$86,96 - 88,04 = 1,08$	$p = 0,000$	Sí

DISCUSIÓN

Las resinas compuestas son materiales muy sensibles a la técnica que se les aplique. A medida que éstas se han mejorado y se ha profundizado en su conocimiento, se han sugerido diversas técnicas y protocolos de uso, de polimerización, manipulación y de inserción en la cavidad dentaria, entre otros. Pero sin duda, uno de los aspectos claves en el uso de estos materiales para la restauración dentaria es el proceso de polimerización. Una adecuada polimerización es fundamental para conseguir las propiedades óptimas esperadas de las resinas compuestas. Entonces, las propiedades que podamos observar en una restauración de resina compuesta serán un reflejo del proceso de polimerización de la misma.

A la luz de esto, evaluar el grado de polimerización de un composite cobra gran importancia. Para esto se han desarrollado diversos métodos. Existen los métodos directos y los indirectos. Los directos tienen la desventaja del costo y la complejidad que presentan, por lo que comúnmente se usan los métodos indirectos. Entre estos podemos encontrar las pruebas mecánicas, como la dureza superficial de cuerpos de resina ya polimerizadas.

En este estudio se observó la dureza superficial Barcol de bloques de resina compuesta por medio de dos protocolos diferentes de polimerización. Para la prueba, los bloques de resina compuesta fueron formados por incrementos de 1,6 mm cada uno. En un grupo cada incremento fue fotoactivado, según las indicaciones del fabricante por 20 segundos, aumentando este

tiempo a 40 segundos en el último incremento. En el otro grupo, cada incremento se fotoactivó por sólo 5 segundos cada incremento, aumentando el tiempo a 40 segundos en el último de éstos. Los resultados de la prueba mostraron que hay diferencias estadísticamente significativas para los protocolos de fotoactivación descritos, como se ve en las Tablas N° I, II, III y IV, y en el Gráfico N°1, que a pesar de tener valores muy homogéneos, presentaron diferencias estadísticamente significativas, según lo esperado en nuestra hipótesis (Tablas N° V).

Esto concuerda con lo planteado por algunos autores como Ramírez, A (6), que sostienen que al interrumpir la fotoactivación de las resinas compuestas (es decir, que se fotoactive por tiempos inferiores a los indicados por los fabricantes o de manera intermitente), disminuiría la resistencia mecánica, al formarse polímeros de cadenas más cortas y de bajo peso molecular, con un pobre entrecruzamiento de cadenas poliméricas (6). Esto se basa en la presencia de los inhibidores que forman parte de la composición de las resinas y que se unirían a los extremos libres de las cadenas en formación evitando que se propague la polimerización y poniendo fin a ésta (6). Tal vez, esto ocurriría hasta cierto límite, según la cantidad de inhibidor que presente la fórmula de la resina ocupada y una vez que todos los inhibidores se hayan consumido, continuaría la propagación de la reacción, completando así la polimerización esperada, como lo plantea Anusavice, K en su libro sobre materiales dentales (1).

Como se mencionó anteriormente, las indicaciones dadas por los fabricantes de resinas compuestas consisten en fotopolimerizar cada incremento de 2mm de espesor por 20 segundos

con lámpara halógena convencional (10). Varios autores, como por ejemplo Sobrinho, L. et al (56), han cuestionado estas indicaciones. Hay estudios como los de Aguiar et al y el de Yoon et al, que demuestran que el tiempo indicado por el fabricante sería suficiente para una polimerización adecuada sólo en la superficie expuesta al haz de luz, pero insuficiente en el fondo de la restauración (36; 56). Por otro lado, reforzando estos antecedentes se encuentran autores que señalan que las resinas compuestas tendrían la capacidad de reducir de manera importante la penetración de la luz (56). Como sabemos, una menor intensidad de luz produce un menor grado de polimerización. Es por estos motivos que algunos autores, como Rueggeberg et al, han recomendado utilizar incrementos menores a 2 mm, fotopolimerizándolos por 20 segundos o más a una distancia mínima (57). La desventaja de esto, como menciona Peutzfeldt et al (58), es el largo tiempo de polimerización, lo cual se traduce en algo inconveniente tanto para el paciente como para el dentista, impracticable en niños y más costoso, por el tiempo clínico requerido. Si se comparan los incrementos fotopolimerizados por 5 seg. y los fotopolimerizados por 20 segundos (Tabla N° V), observamos una diferencia estadísticamente significativa. En otras palabras, si comparamos el tiempo que da el fabricante con lo propuesto por algunos clínicos para la fotopolimerización, nos damos cuenta que disminuir el tiempo de exposición a la luz de cada incremento sí afecta el grado de conversión de la resina, no haciéndose efectivos los supuestos efectos sumativos de exposiciones repetidas a la luz. Esto toma mayor relevancia si consideramos las experiencias de autores como Yoon et al y Rueggeber et al (56; 57), que han demostrado que el tiempo de polimerización indicado por los fabricantes sería insuficiente para una polimerización óptima, como se mencionó anteriormente.

Un estudio sobre el efecto del tipo de luz de fotocurado y el tiempo de aplicación de la luz de curado sobre la microdureza Knoop de una resina compuesta híbrida, realizado por Aguiar et al en el año 2007 (36), compararon distintos tiempos de fotoactivación, en base a lo propuesto por el fabricante, usando tres modos de fotopolimerización, que incluían el uso de una lámpara halógena convencional, una lámpara LED y una lámpara de alta intensidad. Los tiempos de curado que se utilizaron fueron una, dos y tres veces el indicado por el fabricante, según el modo de fotopolimerización utilizado, a una distancia estándar de 8 mm. Luego de estos procedimientos, midieron la microdureza en la cara superficial de los cuerpos de prueba y en la cara más profunda (inferior) de los mismos. De los resultados observados en este estudio, los autores recomiendan que a cada incremento de 2 mm de espesor de resina se le aplique una luz por el triple de tiempo sugerido por el fabricante a la distancia señalada, ya que de ésta manera se lograría una polimerización adecuada no sólo en la superficie, sino que en el fondo del bloque de resina también. En el caso del grupo que usó lámpara halógena, se observa claramente que usar el tiempo del fabricante no es suficiente, lo que sólo mejora aumentando el tiempo al triple, dejando en evidencia, una vez más que las condiciones de fotopolimerización sugeridas por los fabricantes de resinas compuestas responden a estándares mínimos aceptables de calidad y se encuentran lejos de ser los óptimos.

Estos antecedentes se pueden relacionar con el presente estudio al comparar los resultados obtenidos de la cara superior del Grupo 2 (40 seg), que equivale al doble de tiempo indicado por el fabricante de fotopolimerización, con la cara inferior del mismo grupo (20 seg), que corresponde al tiempo indicado por el fabricante. Según el análisis estadístico, no habría

diferencia entre ambos grupos, como lo comprobaron Aguiar et al (36). Quedaría para un próximo estudio comprobar el hecho de que recién al triplicar el tiempo indicado por el fabricante se observaría un aumento significativo del grado de polimerización de una resina compuesta, lo que mejoraría significativamente su comportamiento mecánico.

Es importante mencionar que en una restauración de resina compuesta los incrementos dispensados, al polimerizarse, van a actuar como un solo cuerpo, por lo que se debe considerar que aunque la capa más superficial se encuentre debidamente polimerizada, pero no así las inferiores, al realizar una carga puntual sobre ella (sobre una pequeña superficie), su resistencia a la deformación plástica será menor, ya que la base sobre la que se soporta presentará propiedades mecánicas deficientes, lo que afecta a la restauración completa. Estas cargas puntuales sobre un área reducida se pueden homologar a las cargas oclusales que se generan en boca, sobre los dientes. Esta observación cobra gran relevancia al considerar que los materiales tienen una determinada resistencia a la fatiga, es decir que hay un límite de resistencia mecánica del material cuando este es sometido a cargas cíclicas (repetidas e intermitentes), las cuales causan un daño microscópico acumulable en el tiempo que luego se hace evidente con la falla del material (52). Esto se presenta incluso cuando las cargas son pequeñas, muy por debajo del valor del límite de resistencia máximo del material a la fractura frente a una carga única. Ésta es precisamente la situación que se presenta en boca. La masticación normal puede inducir miles de ciclos de tensión por día en una restauración dental, situación que aumenta considerablemente en cuadros más patológicos, como en bruxismo o en ausencia de una fórmula dentaria completa o en armonía oclusal (1).

Por otro lado, cabe hacer notar, que las diferencias de las que hablamos, si bien estadísticamente son significativas, al observar los resultados nos damos cuenta éstos son muy similares y que los rangos de diferencia son pequeños. Sin embargo, se debe que considerar que este estudio fue realizado *in vitro*, donde la técnica fue rigurosa y estandarizada, con una distancia muy pequeña del foco emisor de la luz, condiciones difícilmente reproducibles en clínica y que, sin duda, en la práctica diaria de nuestra profesión, estas diferencias que son estadísticamente significativas, pero pequeñas, se harán muy evidentes.

Por último, estando en conocimiento de estos antecedentes, vale la pena reflexionar sobre la relación costo-beneficio de dedicar un poco más de tiempo y esfuerzo en realizar una restauración, pero que logre óptimas propiedades físicas y mecánicas lo que se traducirá en una restauración con una mayor vida útil, preservando la salud e integridad del paciente, así como el prestigio del profesional. Se debe agregar además, que al prolongar la vida útil de la restauración, se están ahorrando tiempo y recursos ya que no hay que repetirla o realizar un tratamiento más complejo.

CONCLUSIÓN

En virtud de la metodología utilizada en este trabajo y a la luz de los resultados obtenidos podemos concluir que:

- Se comprobó que existen diferencias estadísticamente significativas entre las superficies que fueron fotopolimerizadas por 20 segundos y 40 segundos con respecto a las fotopolimerizadas por 5 segundos, siendo menor la dureza superficial en estas últimas.
- Se comprobó que no existe diferencia estadísticamente significativa entre las superficies que fueron fotopolimerizadas por 20 segundos con respecto a las fotopolimerizadas por 40 segundos.
- Se valida la hipótesis planteada para la prueba de dureza Barcol ya que existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos protocolos de fotopolimerización.

SUGERENCIAS

- Se sugiere realizar otras pruebas mecánicas, para complementar este estudio, como la resistencia al desgaste y la prueba de fatiga de material de resinas compuestas fotopolimerizadas con ambas técnicas.
- Se sugiere realizar un análisis del grado de polimerización, usando un método directo como el láser Raman o la espectroscopía infrarroja de cuerpos de prueba que hayan seguido el material y método de este estudio y comparar los resultados con los del presente trabajo, con el fin de observar y validar la correspondencia entre los métodos directos e indirectos que evalúan la efectividad de polimerización de resinas compuestas.

RESUMEN

En este trabajo se comparó la dureza Barcol de una resina compuesta al ser fotopolimerizada con dos protocolos diferentes, uno en base a lo que indica el fabricante, es decir fotopolimerizar cada incremento por 20 segundos con una fotopolimerización final de 40 segundos; y otro alternativo, usado en clínica, en que cada incremento se fotopolimeriza por 5 segundos con una fotopolimerización final de 40 segundos.

Para esto se conformaron dos grupos experimentales: uno donde se aplicó el protocolo sugerido por el fabricante y otro donde se aplicó el protocolo alternativo.

Se confeccionaron 5 probetas de 15 mm de diámetro y 5 mm de alto de resina compuesta directa 3M ESPE Filtek™ Z350 color A2, para cada grupo. La resina se dispensó en incrementos de 1,6 mm de alto los cuales se fotopolimerizaron por tercios. Para el primer grupo, cada incremento se fotopolimerizó por 5 segundos y en su incremento final, el tiempo se aumentó a 40 segundos. En el segundo grupo, cada incremento se fotopolimerizó por 20 segundos aumentando en el último incremento a 40 segundos.

En cada cuerpo de prueba se realizaron cinco medidas de dureza Barcol en la cara superior y cinco en la cara inferior.

Analizando estos resultados mediante el Test de Student se encontraron diferencias estadísticamente significativas con respecto al test realizado al fotopolimerizar la resina compuesta utilizando un protocolo y otro.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. **Anusavice, K.** *Ciencia de los Materiales Dentales*. Décima edición. s.l. : Editorial Mc Graw-Hill, 1998. págs. 1- 2, 283-289, 292.
2. **Barrancos, J.** *Operatoria Dental*. Tercera edición. s.l. : Editorial Panamericana, 1999.
3. **Sturdevant, C. M., Robertson, T., Heymann, H., Sturdevant, J.** *Operatoria Dental. Arte y Ciencia*. Tercera edición. s.l. : Editorial Harcourt Brace, 1999.
4. *Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review.* **Braga, R. Ballester, R., Ferracane, J.** 2005.
5. **Bader, M., Astorga, C., Baeza, R. Ehrmantraut, M., Villalobos, J.** *Biomateriales Dentales*. Primera edición. 1996. pp. 3-15. Vol. I.
6. *Análisis comparativo in vitro de la resistencia a la tracción diametral de un tipo de resina compuesta sometida a dos formas distintas de fotopolimerización.* **Ramírez, A.** s.l. : Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile, 2003.
7. *Posterior composite technique utilizing directed polymerization shrinkage and a novel matrix.* **Bertolotti, R.L.** Jun-Jul 1991, Pract Periodontics Aesthet Dent, Vol. 3 (4), pp. 53-58.
8. *An integrated systems approach to the placement of posterior composite resins.* **Boksman, L., Pensak, T.** Jan 2006, Dentistry Today, Vol. 25 (1), pp. 54-59.
9. *Influence of resin composite insertion technique in preparations with a high C-factor.* **Duarte, S., Dinelli, W., da Silva, M.H.** Nov-Dec 2007, Quintessence Int, Vol. 38 (10), pp. 829-35.
10. **Dentsply.** Indicaciones de uso, manipulación y fotopolimerización de resinas ceram x mono. <http://www.dentsply.es/restaura/CeramXmono.html>. 2007.
11. *Comparación de las fuerzas de polimerización de una resina compuesta utilizando lámpara halógena y lámpara LED.* **Villarroel, M., Castañeda, J. C., Mondelli, J.** 2003. Reunión de la Sociedad Brasileira de Investigación Odontológica-SBPQO.
12. **Villarroel, M.** Fotopolimerización de Resinas Compuestas y Conceptos Afines. <http://www.materialesdentales.cl/artcient/art01-sep03/index4.htm>. 2003.

13. *A review of polymerization contraction: The influence of stress development versus stress relief.* **Carvalho, R.M. et al.** 1996, *Oper Dent*, Vol. 21 (1), pp. 17-24.
14. **Bader, M.** *Comunicación Personal.* 2008.
15. **Thylstrup, A. y Fejerskov, O.** *Caries.* s.l. : Doyma Barcelona, 1988. pp. 225- 241.
16. **Urzúa, I., Stanke, F., Marine, A.** *Nuevas Estrategias en Cariología. Factores de riesgo y tratamiento.* 1999.
17. *Impact of dental treatment on the incidence of dental caries in children and adults.* **Sheuham, A.** 1997, *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, Vol. 25, pp. 104-112.
18. *Dental Caries: A Tractable Infection.* **Loesche, W. J.** Springfield : s.n., 1982.
19. **Nikiforuk, G.** *Caries dental, aspectos básicos y clínicos.* s.l. : Editorial Mundi. S.A.I.C Y F., 1986. pp. 27, 29, 71.
20. **Menaker, L.** *Bases biológicas de la caries dental.* s.l. : Editorial Salvat, 1986. pp. 223-225.
21. **MINSAL.** *Encuesta Nacional de Salud (ENS). Chile.* 2003.
22. **MINSAL, Soto L, Tapia R y col.** *Diagnóstico Nacional de Salud Bucal. Chile.* 2007.
23. **Craig, R., William J. O'Brien.** *Materiales Dentales, Propiedades y Manipulación.* Sexta edición. 1996. p. 55.
24. **Bader, M., Ehrmantraut, M.** *Apuntes de cátedra de materiales dentales.* s.l. : Facultad de Odontología Universidad de Chile, 2004.
25. *Form vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry.* **Rueggeberg, F. A.** 2002, *J. Prosth Dent.*, Vol. 87 (4), pp. 364-79.
26. **Chang, R.** *Química.* Sexta edición. s.l. : Editorial Mc Graw Hill, 1999. p. 972.
27. **Bohinski., R. C.** *Bioquímica.* Quinta edición. 1991. p. 6.
28. **Henostroza, G.** *Adhesión en Odontología restauradora.* Primera edición. s.l. : Editorial maio, 2003. p. 32.
29. **Uribe, J.** *Operatoria Dental, Ciencia y Práctica.* 1990. pp. 213-215.

30. <http://cms.3m.com/cms>.

31. <http://www.sdi.com.au/ice/specs.asp>.

32. <http://www.voco.com>.

33. *Estudio comparativo in vitro de la resistencia al desgaste de tres resinas compuestas de nanotecnología y 3 resinas compuestas convencionales.* **Ortega, R.** s.l. : Trabajo de investigación para optar al título de cirujano-dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile., 2005.

34. *Estudio comparativo in vitro de la profundidad de fotopolimerización de resinas compuestas a través de bloques de resina compuesta previamente polimerizados.* **Calderón, E.** s.l. : Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile, 2004.

35. *Estudio comparativo in vitro de las propiedades mecánicas de resinas compuestas fluidas polimerizadas en distintos tiempos, a través de bloque de resinas compuestas previamente endurecidas.* **Guede, C.** s.l. : Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Universidad de Chile., 2006.

36. *Effect of light curing modes and light curing time on the microhardness of a hybrid composite resin.* **Aguiar, F., Braceiro, A., Lima, D., Ambrosano, G., Lovadino, J.** 2007, J Contemp Dent Pract, Vol. 8 (6), pp. 001-008.

37. *Polimerización de resinas compuestas a través de estructuras dentarias.* **Ehrmantraut, M., Bader, M.** 1994, Revista Facultad de Odontología Universidad de Chile., Vol. 12 (2), pp. 22-27.

38. *Análisis comparativo in vitro del sellado marginal de restauraciones de resina compuesta activadas con lámpara convencional y lámpara L.E.D.* **Carrillo, A.** s.l. : Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile, 2005.

39. *Adhesives restorations in posterior teeth: Rationale for the application of direct techniques.* **Dietschi, D., Krejci, L.** 2001, Operative Dentistry Supplement, Vol. 6 (4), pp. 191-197.

40. *Flor, strength, stiffnes and radiopacity of flotable Resin Composites.* **Attar, N., Tam, L., McComb, D.** 2003, J. Can. Dent. Assoc, Vol. 69 (8), pp. 516-21.

41. *The direct posterior composite restoration--solving everyday clinical problems .* **Marangos, D.** Jun 2006, oral health & dental practice journa.

42. *Relaxation of polymerization stresses by flow in dental composites.* **Davidson, C.L., Gee, A.G.** 1984, J Dent Res, Vol. 63 (2), pp. 146-148.
43. *Controlling and understanding the polymerization shrinkage induced stresses in light-cured composites.* **Suh, B.I.** 1999, Compend Cont Educ Dent, Vol. 20 (25), pp. 34-41.
44. *The effect of the pulse-delay cure technique on residual strain in composites.* **Suh, B.I. et al.** 1999, Compend Cont Educ Dent, Special issue, Vol. 20 (2), pp. 4-14.
45. *A review of the curing mechanics of composites and their significance in dental applications.* **Sakaguchi, R.L.** 1999, Compend Cont Educ Dent, Vol. 20 (25), pp. 16-23.
46. *Contemporary issues in photocuring.* **Rueggeberg, E.** 1999, Compend Cont Educ Dent, Vol. 20 (25), pp. 4-15.
47. *Effect of Composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization forces.* **Bouschlicher, M.R., Vargas, M.A., Boyer, D.B.** 1997, Am J Dent, Vol. 10 (2), pp. 88-96.
48. *Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "soft start-polymerization".* **Mehl, A., Hickel, R., Kunzelmann, K.H.** 1997, J Dent, Vols. 25 (3-4), pp. 321-330.
49. *The effect on microstrain in a composite of time interval in a two-step curing procedure.* **Wang, Y., Suh, B.I.** 1999, J Dent Res, Vol. 78 Special Issue, p. 395.
50. *A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations.* Sept 2006, J Contemp Dent Pract., Vol. 1 (4), pp. 79-88.
51. **Macchi, R. L.** *Materiales Dentales, Fundamentos para su estudio.* Tercera edición. s.l. : Editorial Panamericana, 2000. pp. 27-33, 97-102.
52. **Dowling, N.** *Mechanical behavior of materials. Engineering for deformation, fracture, and fatigue.* Segunda edición. s.l. : Editorial Prentice Hall, 1999. pp. 23-44, 84, 85, 135-139.
53. **Phillips, R. W.** *Ciencia de los materiales dentales.* s.l. : Editorial Interamericana, 1998. pp. 49, 51, 59-63, 171, 172, 234.
54. [www.wikipedia.org. \[Online\] http://en.wikipedia.org/wiki/Barcol_hardness_test.](http://en.wikipedia.org/wiki/Barcol_hardness_test)
55. **Espina, L.** *Estadística.* s.l. : Editorial Universitaria, 1998.

56. *Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values.* **Sobrinho, L.C., Lima, A.A., Consani, S., Sinhoreti, M.A.C., Knowles, J.C.** 2000, *Braz Dent J*, Vol. 11, pp. 11-17.
57. *Degree of polymerization of resin composite by different light sources.* **Yoon, T.H., Lee, Y.K., Lim, B.S., Kim, C.W.** 2002, *J Oral Rehabil*, Vol. 29, pp. 1165-73.
58. *Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite.* **Rueggeberg, F.A., Caughman, W.F, Curtis, Jr J.W.** 1994, *Oper Dent.*, Vol. 19, pp. 26-32.
59. *Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units.* **Peutzfeldt, A., Sahafi, A., Asmussen, E.** 2000, *Dent Mater*, Vol. 16, pp. 330-36.