

UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA RESTAURADORA
ÁREA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS

“Análisis comparativo *in vitro* del grado de microfiltración marginal de dos resinas compuestas, de distinto origen de fabricación y de una misma marca comercial.”

Jaime Andrés Cruz González

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

TUTOR PRINCIPAL:

Prof. Dr. Marcelo Bader M.

TUTOR ASOCIADO:

Dr. Cristian Astorga M.

Santiago – Chile

2008

Dedico mi trabajo a mis padres y tatas por forjar y permitir ser la persona que soy actualmente. El amor, su entrega y compañía es lo más valioso que puede recibir un hijo. Los quiero demasiado.

AGRADECIMIENTOS

- Al Dr. Marcelo Bader por acogerme, guiarme y apoyarme en este trabajo de investigación y por su gran disposición a colaborar con el desarrollo de éste.
- Al Dr. Cristian Astorga por su asesoramiento y cooperación.
- Al Dr. Manuel Ehrmantraut por colaborar gentilmente en la parte estadística de este estudio.
- A Hernán Figueroa por su colaboración en el análisis estadístico de mi trabajo de investigación.
- A Daniela Salazar por tu constante apoyo y valiosa colaboración en el desarrollo de éste trabajo. Muchas gracias.
- A la Sra. Tatiana Donoso por su ayuda y preocupación, facilitándome valioso material.
- A la Facultad de Odontología de La Universidad de Chile y sus docentes, por entregarme una excelente formación académica y las herramientas necesarias para enfrentar mi futuro desempeño laboral.
- A mis padres por su constante amor y apoyo incondicional, y sus esfuerzos por permitir mi formación humana y académica. Muchas gracias.
- A mis tatas (Amanda y José) por la entrega de sus valores y ese amor de padres. Gracias por estar a mi lado y ser parte importante en la formación de mi persona.

- A mis hermanos (Álvaro, Carolina, Natalia y Constanza) por apoyarme y por la entrega de su cariño.
- A toda mi familia por creer en mí y por su gran apoyo en mi formación.
- A María Teresa B. por tu constante apoyo y cariño.
- A mis grandes amigos (Karina, Alexis, Alfredo, Hernán, Felipe, Ricardo, Carolina, Tamara, Sergio, Paula, Denisse, Camila, Loreto), por ser parte importante de mi vida, por su compañía, comprensión y su valiosa y gran amistad.
- A todas aquellas personas que me conocen y con las cuales pude compartir inolvidables momentos de felicidad y con los cuales espero seguir compartiendo, gracias por su apoyo.

ÍNDICE

	<u>Página N°</u>
INTRODUCCIÓN.....	1
ASPECTOS TEÓRICOS.....	7
HIPÓTESIS.....	41
OBJETIVOS.....	42
MATERIAL Y MÉTODO.....	43
RESULTADOS.....	54
ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	57
DISCUSIÓN.....	62
CONCLUSIONES.....	66
SUGERENCIAS.....	67
RESUMEN.....	68
BIBLIOGRAFÍA.....	69

INTRODUCCIÓN

La Odontología debe enfrentar el desafío de dar una adecuada solución a los requerimientos de sus pacientes afectados por las distintas enfermedades, cuya manifestación puede darse en el territorio cráneo cérvico máxilo facial. Dentro de estas enfermedades, las de mayor prevalencia tanto en nuestra población como a nivel mundial son la caries y la enfermedad periodontal ^(1,2), que se manifiestan sobre los dientes y sus tejidos de soporte y protección.

En el caso de la caries dental, esta es una enfermedad crónica, infectocontagiosa y de carácter multifactorial, que al no ser tratada ni detectada en forma oportuna provocará daños importantes en los tejidos dentarios, incluso de carácter irreversible, perdiendo sus características anatómicas y funcionales ^(1,2,3,4).

Es aquí donde el odontólogo y la ciencia juegan un papel fundamental en el desarrollo de materiales que devuelvan a la pieza dentaria su forma y función. Debido a esto, la industria odontológica ha desarrollado una serie de biomateriales de restauración, cuya principal función es restituir la integridad de las piezas dentarias afectadas por caries. Para ello, estos materiales deben cumplir con especificaciones y normativas en su elaboración, así como también con una serie de requisitos, tales como resistencia al deterioro en el medio bucal, adaptabilidad a las paredes cavitarias, resistencia mecánica,

baja conductividad térmica, facilidad de manipulación, estética, protección de los márgenes contra la caries y compatibilidad biológica⁽³⁾.

Cabe resaltar que la mayoría de los fabricantes de materiales dentales se ajusta a un estricto programa de calidad garantizada y los materiales se ensayan exhaustivamente antes de ser comercializados. Sin embargo, en nuestro Mercado Nacional de materiales, por las características de la economía y la gran importación de productos, es fácil encontrar biomateriales que no sabemos realmente como son, por lo que es necesario saber si han sido sometidos a algún tipo de control que avale su calidad. Estos controles están determinados en las Normas o Especificaciones elaboradas por diversas Organizaciones Internacionales ⁽¹⁾.

Por mucho tiempo el material de restauración más utilizado ha sido la amalgama dental. Sus adecuadas propiedades físicas y fácil manipulación, la han hecho el material de elección para la restauración de piezas dentarias posteriores. Sin embargo este material presenta algunos inconvenientes, como es la falta de adhesión a los tejidos dentarios y la falta de condiciones estéticas acorde a las exigencias de hoy ^(6,7,8).

Debido a estos inconvenientes y al aumento de los requerimientos estéticos por parte de los pacientes, es que las resinas compuestas son uno de los materiales restauradores más utilizados en la práctica diaria odontológica y como la más importante “alternativa a la amalgama” para restauraciones directas del sector posterior ⁽³⁾. Este

material fue introducido comercialmente a principios de los años sesenta y su empleo ha ido aumentando progresivamente ⁽⁹⁾.

Con el paso del tiempo, las resinas compuestas fueron mejorando sus propiedades físicas, químicas y mecánicas, al ir agregando diferentes partículas inorgánicas (contenido de relleno) a su composición ⁽¹⁰⁾, con el objeto de resolver sus deficiencias iniciales, como eran su alta contracción de polimerización, elevado coeficiente de expansión térmica, baja resistencia mecánica y a la abrasión ⁽¹²⁾.

Sin embargo, su uso en el sector posterior no ha estado libre de inconvenientes, existiendo una serie de fenómenos físicos y químicos que afectan el comportamiento y la manipulación de las resinas compuestas, tales como ^(3, 7,13): la contracción del material producto del proceso de polimerización ⁽¹³⁾, la restitución inadecuada del punto de contacto a nivel proximal ⁽¹³⁾, el desgaste excesivo, tinción, fractura marginal, caries secundaria y microfiltración marginal ⁽¹³⁾.

El principal problema de los recién nombrados corresponde a la contracción de polimerización ⁽³⁾, donde se producen tensiones que llegan incluso a superar la fuerza de adhesión de la resina compuesta a la pieza dentaria, lo que puede generar una brecha entre el diente y la restauración, produciéndose una infiltración marginal ⁽⁹⁾. La magnitud de esta reducción volumétrica es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica presente ⁽⁷⁾.

Debido a que la contracción de polimerización es un fenómeno inherente al uso de las resinas compuestas, esta no puede ser evitada, pero si disminuida y/o contrarrestada, ya sea por la naturaleza y composición de los materiales o bien por una técnica clínica adecuada ^(7, 11,14).

Los factores causantes de las brechas marginales y por ende de la microfiltración son: deficiencias en la inserción del material restaurador, técnicas adhesivas deficientes, materiales de restauración mal polimerizados, contracción de polimerización no controlada, diferencia del coeficiente de variación dimensional térmica entre el material de restauración (relacionado con la cantidad de matriz orgánica) y la estructura dentaria, los que frente a fluctuaciones extremas de la temperatura intraoral, pueden producir tensiones importantes en la interfase diente-restauración, generando microfiltraciones ^(9,10) y por último microfractura marginal por estrés masticatorio ⁽¹⁵⁾.

Dentro de las consecuencias clínicas más importantes del proceso de microfiltración marginal se encuentran: decoloración marginal de la restauración, sensibilidad post-operatoria ⁽¹⁶⁾ y presencia de caries marginal.

En relación a los antecedentes citados anteriormente, y a la amplia gama de materiales de restauración estéticos (resinas compuestas) utilizados en el medio nacional, es importante valorar la procedencia de estos, ya que su origen de fabricación es un factor a

considerar frente a las normativas y control de calidad en la elaboración de productos, en este caso de uso odontológico.

Es así como existen determinadas marcas comerciales de productos de restauración, de amplio reconocimiento mundial, que licitan a países subsidiarios (generalmente países en vías de desarrollo) la elaboración de determinados materiales de restauración, en este caso resinas compuestas. Por lo tanto es importante preguntarse si en estos países subsidiarios los controles de calidad y el cumplimiento de las normativas y especificaciones nacionales e internacionales con respecto a la elaboración de un determinado producto, son tan estrictas como las del país de origen de una determinada marca comercial, que por lo general son países desarrollados con altos estándares de exigencias y con certificación en la calidad de su producción de materiales dentales.

Es fundamental el proceso de elaboración de un material restaurador, debido a que este proceso puede influir en el comportamiento del producto elaborado, independiente de que éste presente la misma composición respecto al material elaborado en su país de origen. Podrían existir variaciones significativas en el comportamiento de las resinas compuestas, frente a determinados fenómenos físicos que las afectan, como por ejemplo contracción de polimerización, sino se regula correctamente la cantidad precisa de componentes de la fase de relleno o de la matriz orgánica, provocando diferencias importantes que llevarían a un mayor grado de microfiltración marginal entre el diente y la restauración. En consecuencia surge la interrogante si existen diferencias significativas en

el grado de microfiltración marginal de una resina compuesta fabricada en Brasil (TPH3[®], Dentsply Brasil) en relación con otra resina compuesta fabricada en USA (TPH3[®], Dentsply USA), ambas de la misma marca comercial.

Por lo tanto el propósito del presente trabajo es determinar si existen diferencias significativas en relación al grado de microfiltración marginal (*in vitro*) para ambas resinas compuestas pertenecientes a la misma marca comercial, pero de distinto origen de fabricación.

ASPECTOS TEÓRICOS

La caries es una enfermedad infectocontagiosa, polimicrobiana, multifactorial y de carácter crónico que provoca una pérdida de estructura dentaria cuantitativamente variable y que evoluciona en forma progresiva e irreversible, sino se detiene su avance natural ^(2, 3, 4, 17). Esta afecta a un alto porcentaje de la población chilena y mundial, siendo por lo tanto, un gran problema de salud pública y la principal causa de pérdida de piezas dentarias en la mayoría de las poblaciones del mundo ^(1, 2, 4, 17, 18, 19).

La caries al no ser tratada en sus primeros estadios producirá daños importantes en los tejidos dentarios, los cuales no tienen la capacidad de regenerarse, perdiendo así la pieza dentaria sus características anatómicas y funcionales. Es aquí donde el odontólogo y la ciencia juegan un papel fundamental en el desarrollo de materiales restauradores que devuelvan a la pieza dentaria su forma y función, cumpliendo con el objetivo fundamental de la odontología restauradora, el que consiste en sustituir la estructura dental enferma por biomateriales que permitan restablecer la función y aspecto de los dientes ⁽⁹⁾. Actualmente se sabe que el tratamiento restaurador de las lesiones producidas por la caries no mejora la salud bucal de las personas, sino que sólo limita un daño ya producido por la enfermedad ⁽⁴⁾.

La industria odontológica ha desarrollado a lo largo del tiempo una serie de biomateriales de restauración, cada uno de ellos con indicaciones precisas de uso, aunque lamentablemente aún no se ha logrado obtener un material “ideal”. Un material restaurador ideal sería aquel que se uniera íntimamente con el tejido dentario remanente, que reprodujera sus características físicas y químicas, que tuviera el mismo grado de translucidez así como un color aceptable, superficie lisa y durabilidad y que pudiera impedir o prevenir la aparición futura de nuevas lesiones capaces de hacer peligrar la estabilidad de la restauración y la biología del diente ⁽³⁾.

Los materiales de restauración odontológicos deben cumplir con una serie de requisitos, especificaciones y normativas en su elaboración, así como propiedades óptimas. En relación a las propiedades más importantes que deben reunir los materiales de restauración y que más contribuyen con el éxito de una obturación son ⁽³⁾: resistencia al deterioro en el medio bucal, adaptabilidad a las paredes cavitarias, resistencia mecánica, baja conductividad térmica, facilidad de manipulación, estética, compatibilidad biológica y por último protección de los márgenes contra la caries ⁽³⁾.

El odontólogo debe contar con materiales restauradores cuyas propiedades físicas, químicas y biológicas sean adecuadas a la función que va a ejecutar. Son las propiedades de los materiales las que determinan, en última instancia, el comportamiento clínico de las restauraciones ⁽³⁾. La elección del material de restauración debe efectuarse antes de preparar el diente para su obturación. Por consiguiente, es

importante conocer las propiedades que distinguen o diferencian entre sí a cada uno de los materiales ⁽⁹⁾.

El éxito del tratamiento restaurador no depende sólo del profesional, sino también de una suma de factores subordinados, así como del material utilizado y del paciente ⁽³⁾.

El material restaurador debe ser de buena procedencia, debe tener el aval de investigaciones confiables y, principalmente, debe ser comprobado por una evaluación clínica criteriosa. El odontólogo puede conocer la calidad del material mediante la bibliografía odontológica y las informaciones suministradas por instituciones idóneas. Además, todo material odontológico debe ir acompañado de un folleto que contenga datos sobre sus propiedades principales, instrucciones para su uso, condiciones de almacenamiento y fechas de fabricación y vencimiento ⁽³⁾.

EVALUACIÓN DE MATERIALES DE USO ODONTOLÓGICO

El número de materiales dentales disponibles está aumentando constantemente, por lo tanto es cada día más importante que el odontólogo evite usar biomateriales o productos que no hayan sido estudiados rigurosamente. Cabe resaltar que la mayoría de los fabricantes de materiales dentales se ajusta a un estricto programa de calidad garantizada y los materiales se ensayan exhaustivamente antes de ser comercializados. En nuestro Mercado Nacional, por las características de la economía y la gran importación de productos, es fácil encontrar biomateriales que no sabemos realmente como son, por lo que es necesario saber si han sido sometidos a algún tipo de control que avale su calidad. Estos controles están determinados en las Normas o Especificaciones elaboradas por diversas Organizaciones Internacionales o por pruebas de laboratorio y/o clínicas específicas ⁽¹⁾.

Durante muchos años ha existido gran interés internacional en el establecimiento de especificaciones para los materiales dentales ⁽⁵⁾. Actualmente se dispone de muchas de estas para el análisis de materiales de restauración, siendo elaboradas por diversas organizaciones como la Asociación Dental Americana (ADA), la ISO, la FDI, etc. ⁽¹⁾

La ISO es una organización internacional no gubernamental, integrada por organizaciones de normas de más de 80 países, cuyo objetivo es el desarrollo de

especificaciones y normas internacionales. Esta organización posee un comité, el TC106-Dentistry, cuya responsabilidad es normalizar la terminología y los métodos de prueba, y determinar las especificaciones para materiales, instrumentos, aditamentos y equipamiento dental ⁽⁵⁾.

En relación al trabajo de la ADA, este está dividido en diferentes categorías que incluyen la determinación de las propiedades físicas y químicas de los materiales dentales de importancia clínica, y el desarrollo de nuevos materiales, instrumentos y métodos de prueba. Este organismo asumió la responsabilidad de desarrollar normas e inició la certificación de productos que cumplieran con determinadas especificaciones. Tales especificaciones son normas que sirven para medir la calidad y propiedades de los materiales dentales en particular. Ayudan a identificar los requerimientos necesarios para que las propiedades físico-químicas de los materiales aseguren un resultado clínico satisfactorio a los odontólogos y a los técnicos de laboratorio ⁽⁵⁾.

Los beneficios para la comunidad odontológica son incalculables debido a la gran demanda de materiales, instrumentos y aparatos dentales en todo el mundo. A los odontólogos se les proporcionan criterios para la selección imparcial y confiable. En otras palabras, si el dentista usa sólo los materiales que reúnen las especificaciones apropiadas, puede confiar que el material es satisfactorio. Tal vez ningún otro factor contribuya tanto para tener un alto nivel de práctica odontológica como este programa de especificaciones. La concientización del odontólogo y del técnico de laboratorio acerca

de los requerimientos de estas especificaciones es importante para enfatizar las limitaciones de los materiales con que ellos trabajan ⁽⁵⁾.

La decisión de los productores para probar sus materiales según normas nacionales o internacionales es voluntaria. Sin embargo, los productores o distribuidores de productos o aparatos de uso odontológico están a la expectativa de poder cumplir con las normas de seguridad establecidas para estos productos en los países en los cuales se venden ⁽⁵⁾.

A través de las normas y especificaciones internacionales se pueden mantener en forma eficiente los niveles de calidad de algunos biomateriales dentales. Estas especificaciones suelen dar detalles sobre el o los ensayos a que deben ser sometidos ciertos productos, el método para calcular los resultados y los valores mínimos aceptables para el adecuado funcionamiento de ellos. Aunque tales especificaciones desempeñan un papel importante, no se consideran de una idoneidad total, puesto que a menudo las pruebas no cubren aspectos críticos del uso del material ⁽¹⁾.

Las pruebas de laboratorio, algunas de las cuales se utilizan en las especificaciones, pueden usarse para indicar la calidad de ciertos materiales. Es importante que los métodos utilizados para evaluar los materiales en el laboratorio den resultados que puedan correlacionarse con la experiencia clínica. Aunque las pruebas de laboratorio pueden proporcionar muchos datos importantes sobre los materiales, la

prueba definitiva es el ensayo clínico controlado y el veredicto de los profesionales después de cierto período de uso en la práctica. Muchos materiales dan buenos resultados en el laboratorio, y sólo se observan sus reales características al someterlos al uso clínico. La mayor parte de los fabricantes efectúan extensos análisis clínicos con nuevos materiales, normalmente en cooperación con departamentos universitarios u hospitalarios, antes de ser comercializado el producto ⁽¹⁾.

RESINAS COMPUESTAS

La creciente demanda estética por parte de los pacientes y la disminución progresiva del uso de las amalgamas dentales cuando se restauran dientes posteriores ⁽²⁰⁾, apuntan a la obtención de restauraciones estéticas ya no solamente en el sector anterior, sino también en el sector posterior de la boca, lo que ha generado una intensa investigación de materiales restauradores adhesivos y con características estéticas ^(9,21, 22).

En la actualidad, los materiales estéticos mayormente utilizados en la clínica odontológica son los cementos de vidrio ionómero y las resinas compuestas ⁽³⁾, pero son estas últimas las de mayor uso ^(9, 23,24), debido a que logran una buena mimetización con las estructuras dentarias y un muy buen pulido, y por lo tanto una mejor estética, sobretodo en el sector anterior de la boca.

Las resinas compuestas o resinas reforzadas, e inclusive frecuentemente también denominadas con el anglicismo composites ⁽²⁵⁾ (por compuesto), corresponden a un material de restauración estético, plástico y de obturación directa. Se definen como la combinación tridimensional de por lo menos dos materiales químicamente diferentes (orgánico e inorgánico) unidos entre sí por un agente de enlace, para obtener un

producto con propiedades superiores o intermedias a las de los constituyentes individuales ^(5, 19, 26, 27).

COMPOSICIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Desde su aparición, la estructura básica de las resinas compuestas se ha mantenido sin mayores cambios hasta la actualidad, pudiéndose distinguir básicamente tres fases: la matriz orgánica o fase orgánica, el material de relleno o fase dispersa y un órgano-silano o agente de unión, enlace o de acoplamiento entre la resina orgánica y el relleno ^(27, 28, 29). También se agrega a la composición de las resinas compuestas estabilizadores del color, inhibidores de la polimerización, iniciadores de polimerización y radioopacificadores ^(5, 7, 19).

Fase orgánica o Matriz: Está constituida básicamente por un sistema de monómeros mono, di o trifuncionales ⁽³⁰⁾; un sistema iniciador de la polimerización mediante radicales libres ⁽³⁰⁾, que en las resinas compuestas fotopolimerizables es una alfa-dicetona ⁽¹⁹⁾ (canforoquinona) usada en combinación con un agente reductor, que es una amina alifática terciaria; un sistema acelerador que actúa sobre el iniciador y permite la polimerización en un intervalo clínicamente aceptable; un sistema de estabilizadores o inhibidores, para maximizar la durabilidad del producto durante el almacenamiento antes

de la polimerización y su estabilidad química tras la misma ^(26, 30) y por último, los absorbentes de la luz ultravioleta ⁽⁵⁾, como la 2-hidroxi-4-metoxibenzofenona, para proveer estabilidad del color y eliminar sus efectos sobre los compuestos amínicos del sistema iniciador capaces de generar decoloraciones a medio o largo plazo.

El sistema de monómeros puede ser considerado como la columna sobre la cual se estructuran las resinas compuestas. El Bis-GMA (Bisphenol A-glicidil metacrilato), sigue siendo el monómero más utilizado en la fabricación de los composites actuales, solo o asociado al dimetacrilato de uretano (UDMA) ^(5, 9, 21, 26) e integra la composición estándar de las resinas compuestas en una proporción cercana al 20% (v/v) ⁽²⁸⁾. El Bis-GMA es más habitual en los composites de origen americano, mientras que el UDMA lo es en aquellos de origen europeo ⁽¹⁰⁾.

Como regla general, se admite que, cuanto más bajo sea el peso molecular promedio del monómero o de su mezcla, mayor será el porcentaje de contracción volumétrica ⁽²⁸⁾. Esta resina (Bis-GMA) es altamente viscosa ⁽¹⁰⁾, por lo que para facilitar el proceso de fabricación y su manipulación clínica, se diluye con otros monómeros de bajo peso molecular ^(5, 31, 32) considerados como controladores de la viscosidad, los cuales generalmente son el dimetacrilato de bisfenol A (Bis-MA), el etilenglicol-dimetacrilato (EGDMA), el trietilenglicol-dimetacrilato (TEGDMA) y el metilmetacrilato (MMA) ^(19,30). Desafortunadamente, la adición de TEGDMA y de los otros dimetacrilatos de bajo peso molecular aumentan la contracción de

polimerización ⁽³⁰⁾, factor que limita la cantidad de incorporación de estos monómeros a las resinas compuestas ⁽⁵⁾.

La polimerización del composite, siempre conlleva como un fenómeno anexo a ella una contracción ⁽³⁾, la que es dependiente de la matriz orgánica; por ello, y para disminuir este efecto negativo, la industria odontológica ha ensayado una gran variedad de monómeros, entre ellos los monómeros SOC (espiroortocarbonatos) con capacidad de expansión ^(3, 15), combinaciones de sistemas epoxídicos-polioles que muestran *in vitro* cambios volumétricos 40-50% menores que los sistemas tradicionales, las resinas basadas en siloxano-oxirano patentada por 3M-Espe ⁽¹⁵⁾ o el uso de moléculas de alto peso molecular como el multi-etilglicol-dimetacrilato y copolímeros capaces de lograr una conversión del 90-100% como consecuencia de reducir las uniones C=C ^(15, 28).

No obstante, en la actualidad, los principales fabricantes de resinas compuestas siguen apostando por los sistemas tradicionales, incorporando de forma mayoritaria en su matriz orgánica el monómero de Bis-GMA/TEGDMA, o la asociación Bis-GMA/UEDMA/TEGDMA ⁽²⁸⁾.

Relleno inorgánico o fase dispersa: Está integrada por un material de relleno inorgánico del que dependen, fundamentalmente, las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta.

La naturaleza del relleno, su modo de obtención y la cantidad incorporada determinarán en gran medida las propiedades mecánicas del material restaurador. Las partículas de relleno son incorporadas a la fase orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas de la matriz orgánica ⁽⁵⁾, de ahí que la incorporación del mayor porcentaje de relleno posible, sea un objetivo fundamental. Gracias al relleno se logra reducir el coeficiente de expansión térmica, disminuir la contracción final de la polimerización (a mayor cantidad de relleno, menor contracción), proporcionar radioopacidad, mejorar la manipulación e incrementar la estética ^(19, 26). La viscosidad, la resistencia mecánica y el módulo de elasticidad aumentan con el incremento del porcentaje de relleno ^(11, 33).

Existe una gran variedad de partículas de relleno empleadas en función de su composición química, morfología y dimensiones, destacando de forma mayoritaria el dióxido de silicio, así como los borosilicatos y aluminosilicatos de litio ⁽²⁸⁾.

Muchos composites reemplazan parcialmente el cuarzo, relleno utilizado en los primeros tipos de resinas compuestas, por partículas de metales pesados, como el bario, estroncio, zinc, aluminio o zirconio, que son radiopacos ^(9, 10, 34) y además, porque el cuarzo presenta una excesiva dureza, lo que dificulta producir pequeñas partículas y el acabado y pulido del material resultante ⁽¹⁹⁾. También se ha incorporado fluoruro de yterbio para que la resina compuesta tenga la capacidad de liberar flúor, aunque de todas maneras el flúor es liberado en muy pequeñas cantidades ⁽³²⁾.

Agente de acoplamiento: Es evidente que para tener un comportamiento mecánico adecuado del material, debe haber una buena unión entre la matriz y el relleno, esto es necesario no sólo para lograr las mejores propiedades mecánicas, sino también para evitar que penetre agua en la interfase matriz-relleno, proporcionando estabilidad hidrolítica ⁽⁵⁾.

El agente de acoplamiento cubre el sustrato inorgánico y actúa como elemento de unión química a la matriz orgánica, otorgando cohesión al material ⁽¹⁹⁾. Los más utilizados son los compuestos órgano-silanos, que son moléculas con doble polaridad, es decir, bifuncionales ^(10, 35), ya que pueden reaccionar mediante enlaces de tipo covalente con la superficie orgánica y por enlaces iónicos a la superficie inorgánica, de esta manera este órgano-silano une químicamente el relleno reforzado a la matriz resinosa ^(9, 26).

Hoy en día, la mayoría de los fabricantes someten a las partículas de relleno a un proceso de silanización, para cubrir la superficie de relleno, volviendo a las partículas hidrófobas y capaces de reaccionar químicamente con el monómero de la matriz orgánica ⁽³¹⁾. En todo caso, el tipo de silano usado en cada producto particular normalmente se desconoce ^(8, 19).

CLASIFICACIÓN DE LAS RESINAS COMPUESTAS

En función de la composición de las resinas compuestas, estas se han clasificado de distintos modos con el fin de facilitar al clínico su identificación y posterior uso terapéutico. Una clasificación muy popular y que todavía se utiliza, es la que, basada en el tamaño de las partículas de relleno, hicieron Lutz y Phillips ^(28, 35).

Sin embargo, la diferencia entre los grupos de resinas compuestas no se basa sólo en el tamaño de sus partículas de relleno, sino también en la proporción entre la cantidad de resina aglutinante (matriz orgánica) y la cantidad de partículas de relleno. Normalmente, los fabricantes suministran la proporción resina/partículas por peso, lo que no refleja exactamente la cantidad de partículas de relleno. Al ser el peso específico de la partícula de relleno mayor que el peso específico de la resina, surge la falsa idea de que hay mucho más relleno mineral del que realmente existe ⁽³⁾.

La cantidad de resina aglutinante, o matriz, es muy importante porque es en la fracción resina donde residen las peores propiedades del material ⁽³⁾. Es posible mejorar casi todas las propiedades importantes de las resinas compuestas utilizando una proporción mayor de relleno ⁽¹⁰⁾.

Una clasificación más exhaustiva fue la de Willems y cols., fundamentada en diversos parámetros como el módulo de Young, el porcentaje (en volumen) del relleno

inorgánico, el tamaño de las partículas principales, la rugosidad superficial y la fuerza de compresión de las resinas compuestas ⁽³⁶⁾.

De esta manera, se han propuesto numerosos parámetros de clasificación para las resinas compuestas. Sin embargo, el más utilizado se basa en el tamaño de las partículas de relleno ^(10, 11, 34, 37). En base a este aspecto, las resinas compuestas se clasifican en: resinas compuestas convencionales o de macrorrelleno, resinas compuestas de microrrelleno o de micropartículas, resinas compuestas rellenas de partículas pequeñas, resinas compuestas híbridas, resinas compuestas microhíbridas, y por último resinas compuestas basadas en la nanotecnología, las cuales pueden ser de nanorrellenos y nanohíbridas, las que serán descritas a continuación, en virtud que constituyen el tipo de material utilizado en este estudio.

RESINAS COMPUESTAS DE NANORRELLENO

La tecnología está permitiendo un gran aporte al desarrollo de nuevos biomateriales odontológicos que se puedan usar en la clínica; en este sentido la nanotecnología no sólo puede aplicarse a las ciencias biológicas, industria textil, aeroespacial, automotriz y a la informática, sino también ha podido proyectarse con singular éxito a los biomateriales dentales, en este caso a una nueva generación de resinas compuestas que incluyen partículas de relleno nanométricas.

La nanotecnología ha conducido al desarrollo de una nueva resina compuesta, que se caracteriza por tener en su composición la presencia de nanopartículas que presentan una dimensión de aproximadamente 25 nm (un nanómetro es la milésima parte de un micrón) y nanoagregados o nanoclústeres (conjunto de partículas nanométricas) de aproximadamente 75 a 200 nm (Fig. 1). Estos están formados por partículas de circonio, sílice o nanosílice. Los agregados son tratados con silano para lograr entrelazarse con la resina ^(3, 28, 38). La distribución del relleno (agregados y nanopartículas) ofrece un alto contenido de carga de hasta un 79,5% en peso ^(3, 28, 39).

Cuando se combinan nanopartículas con partículas de tamaño variable que pueden llegar hasta los 2 μm , con un promedio general bajo el micrón en un mismo composite, éste se denomina resina compuesta nanohíbrida ⁽³⁷⁾.

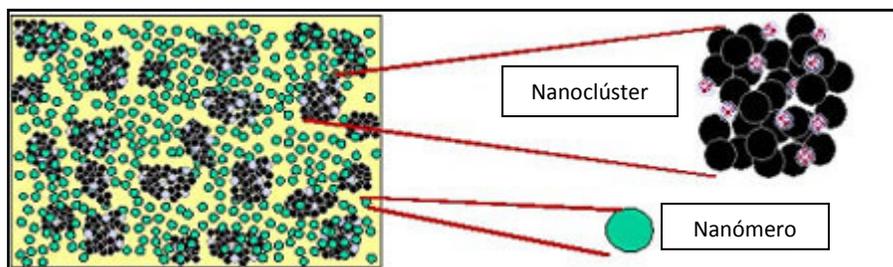


Fig.1. Se puede observar en el esquema la presencia de las unidades de nanopartículas y nanoagregados o nanoclústeres de una resina compuesta de nanorrelleno.

Las resinas generadas con este tipo de partículas, al presentar un menor tamaño de partícula, permiten un mejor acabado de la restauración, que se observa en la textura superficial de la misma, disminuyendo las posibilidades de biodegradación del material en el tiempo ^(28, 37, 38, 40).

Además, esta tecnología ha permitido que las cualidades mecánicas de la resina puedan ser lo suficientemente competentes para indicar su uso en el sector anterior y posterior, incorporar más componente cerámico y disminuir la cantidad de resina en la fórmula del composite, lo que generará una menor contracción de polimerización, garantizando que el estrés producido debido a la fotopolimerización sea menor, generando sobre las paredes del diente una menor flexión cuspeada además de disminuir la presencia de microfisuras a nivel de los bordes adamantinos, que son los responsables de la filtración marginal, cambios de color, penetración bacteriana y posible sensibilidad post-operatoria ^(28, 37, 38, 40).

Como inconvenientes hay que señalar el hecho de que al ser partículas tan pequeñas no reflejan la luz, por lo que se deben acompañar de partículas de mayor tamaño, cuyo diámetro promedio se sitúe dentro de la longitud de onda de la luz visible (alrededor o por debajo de 1 μm), para mejorar su comportamiento óptico, otorgar viscosidad al material y conseguir que actúen de soporte ^(28, 37, 41). Estas resinas compuestas corresponden a los materiales nanohíbridos.

INDICACIONES, VENTAJAS Y DESVENTAJAS RESINAS COMPUESTAS

Inicialmente, las indicaciones de las resinas compuestas se limitaban a restauraciones de piezas dentarias anteriores en cavidades Clase III, IV y V ^(5, 34, 42), sellantes de puntos y fisuras, y en restauraciones indirectas tipo onlays e inlays ^(5, 42). Actualmente, tales indicaciones se han ampliado hacia su uso como restauraciones directas para piezas dentarias posteriores en cavidades Clase I y II (en condiciones masticatorias favorables), debido a una demanda creciente de una odontología estética por parte de los pacientes y el odontólogo ^(3, 5, 9, 34); como material de cementación para prótesis fija, para reconstrucción de muñones dentales ⁽⁹⁾, la corrección de defectos estéticos de forma, tamaño y color, la adhesión de braquets ortodóncicos ^(30, 43), la reparación de porcelanas o composites fracturados ⁽⁹⁾, como material restaurador de abfracciones y erosiones cervicales ⁽⁴³⁾ y en el tratamiento de hipersensibilidad dentinaria ^(1, 43, 44, 45).

En la actualidad, el uso de las resinas compuestas como una alternativa a la amalgama dental para la realización de restauraciones en el sector posterior es una realidad ^(3, 20, 46). El desarrollo que han experimentado estos materiales desde su aparición, permite al clínico realizar restauraciones exitosas, si la preparación cavitaria es adecuada y el área donde se va a realizar no se encuentra sometida a cargas oclusales excesivas ⁽⁷⁾.

Muchas son las ventajas que se le han atribuido a las resinas compuestas en comparación con la amalgama dental, dentro de estas encontramos: buena estética, ausencia de mercurio, conservación de la estructura dentaria, adhesión a la estructura dentaria (a través de sistemas de adhesión), baja conductividad térmica y eliminación de las corrientes galvánicas^(3, 46, 47). Además, las restauraciones adhesivas requieren sólo la remoción de estructura dentaria necesaria (preparación conservadora), eliminando sólo la lesión y generando una superficie de adhesión apropiada⁽⁴⁸⁾

Sin embargo, su uso en el sector posterior no ha estado libre de inconvenientes, presentando desventajas tales como: técnica restauradora compleja, contracción del material producto del proceso de polimerización, restitución inadecuada del punto de contacto a nivel proximal (contacto y contorno son difíciles de obtener), desgaste excesivo (baja resistencia al desgaste), tinción, fractura marginal, microfiltración marginal (situación más frecuente a nivel cervical de la restauración), sensibilidad post-operatoria y caries secundaria^(3, 7, 46, 47). Todas estas situaciones tienen incidencia en la estabilidad de la restauración a través del tiempo.

La integración y la continuidad entre la estructura del material restaurador y la estructura dentaria evita la presencia de interfases en las cuales puedan introducirse componentes del medio bucal; en otras palabras, permite alcanzar el denominado “sellado marginal”⁽³⁾.

El apropiado cierre marginal brinda una de las garantías que permiten que las restauraciones gocen de mayor longevidad ⁽³⁾. Pese a los grandes avances que han experimentado las resinas compuestas, estas aún no son capaces de adherirse por sí mismas a las estructuras dentarias, motivo por el cual se debe recurrir a artificios técnicos para lograr su adhesión y un adecuado cierre marginal ⁽⁷⁾, desarrollándose la Técnica Adhesiva, que consiste en el grabado selectivo del esmalte (técnica adhesiva convencional) o de esmalte y dentina (técnica de grabado ácido total) ⁽¹¹⁾.

La técnica adhesiva convencional nace en el año 1955 con Buonocore, quien descubrió que las resinas acrílicas podían adherirse al esmalte humano, al acondicionarlo con ácido ortfosfórico al 50% por 30 segundos ⁽²⁸⁾. Estudios posteriores demostraron que al grabar el esmalte con concentraciones inferiores de ácido se lograba remover aproximadamente 10 micrones de la superficie del esmalte creándose microporosidades que van entre los 5 a 50 micrones, en las cuales penetra una resina compuesta de baja viscosidad (adhesivo), formando una unión micromecánica entre las indentaciones de la resina compuesta polimerizada (tags) y los poros de la superficie adamantina ⁽⁴⁹⁾.

La técnica de grabado total, fue desarrollada por Fusayama y colaboradores en 1979, donde se logró aumentar la fuerza de adhesión de las resinas compuestas a la pieza dentaria mediante un grabado ácido tanto del esmalte como de la dentina ⁽⁵⁰⁾. En un principio se pensó que producto del grabado con ácido de la dentina se producía una influencia negativa sobre la salud del complejo pulpo-dentinario (inflamación pulpar) ⁽⁷⁾,

pero luego se demostró que la penetración del ácido en los túbulos dentinarios era muy baja ^(7, 50) y que la mayor causa de sensibilidad post-operatoria de restauraciones de este tipo, era un inadecuado sellado marginal, y no la inflamación pulpar producto del grabado ácido de la dentina ^(7, 44, 51).

Con la utilización de esta técnica se logró alcanzar valores de adhesión cercanos a los 30 a 35 Mpa en esmalte y 23 Mpa en dentina, superando de esta forma a los valores de adhesión de la técnica de grabado ácido selectivo del esmalte ^(8, 52).

MICROFILTRACIÓN MARGINAL

La microfiltración marginal se define como el paso clínicamente indetectable de bacterias, fluidos, moléculas e iones entre las paredes cavitarias y el material restaurador aplicado ^(53, 54). La microfiltración marginal es considerada como el factor más influyente en la estabilidad y longevidad de las restauraciones dentales, pudiendo generar tinciones en los márgenes de la restauración, caries secundarias en la interfase diente-restauración, hipersensibilidad de la pieza dentaria y desarrollo de patologías pulpares ^(33, 55, 56, 57).

Diferentes técnicas han sido empleadas para el estudio de la microfiltración marginal, siendo comúnmente utilizados los estudios *in vitro* mediante el uso de colorantes y la difusión de estos a través de la interfase diente-restauración ^(54, 55).

No hay que olvidar que un punto crítico de todo material restaurador es su unión a la estructura dentaria. Esta pérdida de adhesión, conlleva a la microfiltración marginal ⁽⁵²⁾.

Cuando una resina compuesta es insertada al interior de una cavidad preparada adhesivamente, la unión generada a la superficie de la preparación cavitaria a través de un sistema adhesivo, durante la activación lumínica generará una competencia entre la fuerza de contracción de la resina compuesta y la fuerza de unión a la estructura dentaria. Si la fuerza de unión es más débil que la fuerza de contracción, esta unión se puede romper, formando una brecha que favorecerá la microfiltración marginal, resultando en el fracaso de la técnica de restauración ⁽⁴⁷⁾.

Cada uno de los diferentes tipos de resinas compuestas poseen propiedades y características distintas, lo que incide en forma directa en la indicación clínica que se le da a cada una de ellas y en el comportamiento de estas en el medio bucal. A continuación analizaremos las principales propiedades de las resinas compuestas relacionadas, en forma directa, con la microfiltración marginal ^(56, 58).

Coefficiente de variación dimensional térmica.

Es una propiedad que dice relación con el cambio de tamaño o dimensión que experimenta un cuerpo o material restaurador al aumentar o disminuir su temperatura en

1°C ⁽⁵⁹⁾. Cada material tiene un coeficiente de variación dimensional térmica determinado. Esta propiedad térmica está íntimamente relacionada con la variación de la fuerza de atracción (enlaces) entre las partículas ⁽¹⁾ y por ello los valores más elevados de coeficientes de variación dimensional térmica se encontrarán en aquellos materiales en los que las fuerzas de cohesión (entre partículas) sean menores. El poder separarlas más fácilmente hace que la energía térmica tenga un efecto más pronunciado sobre la relación (distancia) entre cada una de ellas y, por consiguiente, en el cuerpo en su totalidad ⁽⁵⁹⁾.

En los materiales orgánicos, en los que las uniones que determinan el estado sólido son enlaces de tipo secundario entre las moléculas, o sea uniones relativamente débiles, es característico encontrar valores de coeficientes de variación dimensional térmica significativamente más elevados que en los materiales cerámicos, por lo tanto los polímeros tienen una marcada tendencia de expandirse y contraerse en respuesta a los cambios de temperatura ^(34, 59).

En las resinas compuestas el coeficiente de variación dimensional térmica es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica de las resinas (debido a que el polímero presenta un coeficiente mayor que el relleno inorgánico y la pieza dentaria) e inversamente proporcional al contenido de relleno inorgánico ^(9, 11, 13, 60, 61).

Producto de los diferentes coeficientes de variación dimensional térmica que poseen el esmalte ($7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), la dentina ($11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), y las resinas compuestas ($30 \text{ a } 40 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$)⁽⁶¹⁾, las restauraciones se expanden y contraen en mayor proporción que las estructuras dentarias frente a fluctuaciones extremas de la temperatura intraoral, produciendo tensiones importantes a nivel de la interfase diente-restauración en aquellas zonas donde las resinas compuestas tienen una unión micromecánica. Si fracasa esta unión se puede generar un bombeo con entrada y salida de fluidos y microorganismos a esta zona, a través de un fenómeno denominado percolación^(10, 34, 58).

Este continuo bombeo de sustancias, entre ellas bacterias, saliva, moléculas e iones a la interfase diente-restauración, pueden producir manchas antiestéticas en la resina compuesta, sensibilidad pulpar como consecuencia de este flujo de sustancias, irritación pulpar por la difusión de endotoxinas bacterianas y/o predisposición a la caries recidivante, siendo entonces esta microfiltración la responsable del fracaso de numerosas restauraciones de resina compuesta, por lo que es muy importante, para el éxito de estas, que el coeficiente de variación dimensional térmica sea lo más parecido al de la pieza dentaria, para que no se produzca este bombeo de sustancias a la interfase diente-restauración, y minimizar de esta forma la microfiltración marginal^(10, 61).

Por esto último es que las resinas compuestas nanohíbridas como las utilizadas en este estudio y que son de reciente aparición en el mercado, han disminuido la

cantidad de matriz orgánica para de esta forma disminuir el coeficiente de variación dimensional térmica, buscando que este sea lo más similar al de la pieza dentaria.

Esta disminución de la matriz orgánica se logra aumentando la cantidad de relleno, alcanzando este un 60% de volumen de la resina compuesta, con lo que se disminuye el coeficiente de variación dimensional térmica ^(11, 63).

Por otro lado, controlando el grado de polimerización del material al confeccionar la restauración, se puede contribuir a aminorar el efecto de este coeficiente, ya que a mayor polimerización, el material es más estable dimensionalmente frente a los cambios térmicos y químicos ^(10, 11).

Contracción de polimerización.

Las resinas compuestas, para endurecer, sufren un proceso de polimerización, el cual corresponde a la reacción de conversión de los monómeros en una molécula de mayor peso molecular denominada polímero ^(19, 30, 32).

El proceso de polimerización lleva anexo dos fenómenos de importancia, como son la generación de calor (exotermia) y la contracción de polimerización ^(3, 23).

El primer fenómeno se debe a que al ser la polimerización una reacción mediante la cual se pasa de un estado de mayor energía a uno de menor energía, el exceso de esta

se transforma en energía calórica ⁽¹²⁾. Esto no afecta mayoritariamente a la pieza dentaria, por tratarse de pequeñas cantidades de material, lo que hace que la exotermia sea de muy poca magnitud y además porque el complejo pulpo-dentinario debiera encontrarse debidamente protegido ⁽²³⁾.

En cuanto a la contracción de polimerización, esta implica un reordenamiento espacial de las moléculas que constituyen la matriz orgánica de las resinas compuestas, generándose un acortamiento de la distancia entre las moléculas del producto, que buscan interactuar entre sí para constituir el polímero ⁽⁶⁴⁾. A mayor número de moléculas (de la matriz orgánica) y de uniones formadas por unidad de volumen mayor es la contracción ⁽⁶²⁾.

Este reordenamiento trae consigo una reducción del volumen total de la masa, produciéndose este fenómeno conocido como contracción de polimerización. La magnitud de esta reducción volumétrica es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica presente ⁽⁹⁾, alcanzando valores aproximados de un 2% a 4% ^(15, 34). Por otro lado la magnitud de esta reducción volumétrica está determinada por la cantidad de volumen de relleno inorgánico (en forma inversamente proporcional) ⁽⁶⁴⁾, por la composición y por el grado de conversión de la matriz orgánica de la resina, siendo esto último directamente proporcional con la contracción volumétrica ^(28, 65).

La contracción de polimerización puede producir consecuencias inmediatas para la pieza dentaria y la restauración, ya que este fenómeno es capaz de generar tensiones que pueden llegar incluso a superar la fuerza de adhesión de la resina compuesta a la estructura dentaria, lo que llevará a la formación de una brecha marginal entre el diente y la restauración, con la consiguiente microfiltración y fracaso de la obturación ^(3, 52, 65, 66, 67). Por otro lado la contracción producida durante la polimerización puede generar tensiones internas causante de numerosos problemas, como por ejemplo la deflexión de cúspides ^(3, 10). A veces, estas tensiones causan sensibilidad, malestar o dolor al masticar, muy frecuentemente en grandes restauraciones en premolares y molares. Luego, las tensiones generan fisuras o grietas en el esmalte, que se propagan gradualmente a otras áreas hasta que se produce el colapso de la restauración ⁽³⁾.

La fuerza de contracción de la resina compuesta al polimerizar llega a un mínimo de 7 Mpa ⁽⁴⁶⁾, lo cual es relativo al tipo de superficie donde es colocada, o sea, al colocar el material sobre una superficie plana, al polimerizar y contraerse, el estrés interno que se produce se liberará hacia la parte externa (superficie no adherida) a medida que va cambiando de estado el material ^(8, 44, 46). Pero en una cavidad tridimensional sólo la superficie externa del material está libre, quedando todo su interior adherido a las paredes cavitarias por lo que se acumulará mayor tensión en esas zonas durante la polimerización ^(41, 66), ya que el material al contraerse buscará separarse del diente y a su vez el adhesivo la tratará de mantener adherida, pero como esto sucede simultáneamente

en paredes cavitarias distintas, puede ocurrir que la adhesión lograda inicialmente ceda en una de ellas, poniendo en riesgo los márgenes de la restauración ^(8, 67).

De acuerdo a esto, se ha definido que es necesaria una resistencia adhesiva de 17 a 24 Mpa para poder contrarrestar la contracción de la resina ^(8, 9, 10, 68), y poder así lograr restauraciones sin brechas marginales, que permitan reducir la microfiltración en la interfase diente-restauración, disminuyendo la sensibilidad post-operatoria, y logrando una restauración de mayor durabilidad.

La tensión presente a nivel de la interfase adhesiva, no solamente depende de la magnitud de la contracción de polimerización, sino que también del módulo de elasticidad del material a utilizar ^(56, 57, 65).

Ambos factores se relacionan, a su vez, con la cantidad de fase inorgánica presente ⁽⁵⁷⁾. De esta forma al aumentar el relleno inorgánico se consigue por una parte disminuir la contracción de polimerización, pero por otra parte, aumenta la rigidez del material, es decir aumenta su módulo de elasticidad ^(9, 30), lo que dificulta la liberación de las tensiones generadas, debido a que la resina no es capaz de compensar con su propio flujo los cambios de volumen que están ocurriendo en su matriz orgánica ^(7, 65, 69). Estas tensiones, pueden ser amortiguadas siempre y cuando el material se encuentre en un estado viscoso; el momento en el cual se pierde esta característica y el material se vuelve completamente rígido se denomina punto de gelación ^(7, 69).

Según lo anterior, el proceso de contracción del material puede dividirse en dos etapas bien definidas, que coinciden con las del proceso de polimerización ^(7, 14, 65):

a) Fase de Pre Gel, en donde la resina todavía tiene la capacidad de fluir, reacomodándose sobre la superficie de adhesión, y permitiendo de esta forma la disipación de las tensiones ^(3, 65).

b) Fase de Post Gel, que se produce después de la gelación del material, en donde este ya no tiene la capacidad de fluir y por lo tanto de compensar las tensiones generadas ^(65, 67).

Debido a que la contracción de polimerización es un fenómeno inherente al uso de las resinas compuestas, ésta no puede ser evitada, pero si disminuida y/o contrarrestada, ya sea por la naturaleza y composición del material o bien por una técnica operatoria clínica adecuada ^(3, 7, 23).

En relación a las características del material, una forma de disminuir la contracción de polimerización, es disminuyendo la cantidad de monómero a polimerizar por unidad de volumen. Esto puede lograrse mediante la introducción de la mayor cantidad posible de relleno inorgánico, lo que hace disminuir la cantidad de fase orgánica y además va a aumentar sus valores de resistencia mecánica ⁽²³⁾.

La otra manera por la que podemos obtener buenos resultados es sintetizando un monómero de gran tamaño molecular, con lo que se disminuye la cantidad de unidades monoméricas por unidad de volumen ⁽²³⁾.

Es así como las resinas compuestas nanohíbridas tendrían una menor contracción de polimerización ⁽⁴¹⁾, debido a que presentan una matriz con polímeros más largos, utilizando una menor cantidad de monómeros y disminuyendo con esto la contracción de polimerización. Debido a esto es que logran alrededor de un 2% de su volumen de contracción de polimerización ⁽¹¹⁾.

Debido a que el problema de la microfiltración marginal es un fenómeno que está presente en las restauraciones dentales, y sobre todo en las restauraciones de resina compuesta, es que los fabricantes han desarrollado nuevos sistemas de restauración, entre ellos las resinas compuestas nanohíbridas.

Dada la amplia gama de materiales de restauración estéticos (resinas compuestas) utilizados en nuestro medio nacional, es importante valorar la procedencia de estos, ya que su origen de fabricación podría ser visto como un factor a considerar frente a su posible comportamiento clínico, fundamentalmente debido a la duda de si cumplen o no con las normas y especificaciones que avalan su control de calidad durante su proceso de elaboración.

Es así como existen determinadas marcas comerciales de productos de uso odontológico que licitan a países subsidiarios, generalmente en vías de desarrollo, la elaboración de materiales de restauración, en este caso resinas compuestas. Por ejemplo, Dentsply USA licita la elaboración de una determinada resina compuesta a Brasil, a través de Dentsply Brasil, como lo es la resina compuesta TPH3[®], cuya procedencia original es USA. Esta corresponde a una resina compuesta nanohíbrida, cuya matriz orgánica está compuesta por una mezcla de Bis-GMA, Bis-EMA y TEGDMA, siendo el monómero principal el Bis-GMA, el cual posee un alto peso molecular y presenta una menor cantidad de dobles enlaces C=C por molécula; además esta matriz presenta un fotoiniciador de canforoquinona, estabilizadores y pigmentos que aseguran su estabilidad y adecuadas propiedades físicas ⁽⁷¹⁾.

En relación a su contenido de relleno inorgánico, este corresponde a una mezcla de vidrio de aluminio silicato de boro/bario y vidrio de aluminio silicato de boro y fluoruro de bario con partículas de un tamaño medio por debajo de 1 μm y sílice de nanorrelleno, cuyo tamaño de partícula es de 10-20 nm. El porcentaje total, en volumen, de relleno inorgánico es de un 60%, mientras que el porcentaje por peso es de un 75 a 77%. Con respecto a una de sus propiedades, esta resina compuesta presenta un porcentaje de contracción de polimerización, determinado por sus fabricantes, cercano a un 2% ⁽⁷¹⁾.

En relación a sus indicaciones de uso clínico esta resina puede ser utilizada como material restaurador en todo tipo de cavidades, tanto en dientes anteriores como posteriores, también está indicado como material restaurador estético para carillas directas y para remodelación cosmética (como cierre de diastemas o alargamiento de incisivos) y por último está indicado para la fabricación indirecta de inlays y onlays. Este producto está certificado bajo normas ISO ⁽⁷¹⁾.

Por otro lado, Dentsply fabrica la misma resina compuesta TPH3[®], en Brasil. En relación a su composición, propiedades e indicaciones, corresponden a las mismas de la resina compuesta de origen americano, según el fabricante, presentando ambas el mismo manual técnico. En relación a la certificación y registro de este producto está dada por ANVISA y no por la ISO, que es el estándar internacional y bajo el cual se certifica el producto Norteamericano.

ANVISA corresponde a la Agencia Nacional de Vigilancia Sanitaria de Brasil, cuya finalidad institucional es promover la protección de la salud de la población por intermedio del control sanitario de la producción y de la comercialización de productos y servicios sometidos a la vigilancia sanitaria, de los procesos, de los insumos y de las tecnologías relacionados con ellos ⁽⁷²⁾.

Es así como surge la interrogante de si ambas resinas, independiente de presentar la misma composición y estructura química, se comportan de igual manera frente a un

determinado fenómeno, en este caso la microfiltración marginal, ya que es importante valorar cómo la procedencia de estos productos y por ende sus procesos de elaboración y tecnología empleada, pueden ser considerados un factor determinante en la adquisición de estos materiales y en un adecuado comportamiento clínico de estos.

Por lo tanto es importante preguntarse si en estos países subsidiarios, en este caso Brasil, los controles de calidad, a través de los organismos pertinentes, y el cumplimiento de las normativas y especificaciones nacionales e internacionales con respecto a la elaboración de un determinado producto, son tan estrictas como las del país de origen de una determinada marca comercial, cuyos estándares de calidad y certificación en la producción de materiales dentales son muy estrictos, como es el caso de USA.

El proceso de elaboración de un material restaurador es fundamental, debido a que este proceso puede influir en el comportamiento del producto elaborado, independiente de que éste presente la misma composición respecto al material elaborado en su país de origen. Podrían existir variaciones significativas en el comportamiento de las resinas compuestas, frente a determinados fenómenos físicos que las afectan, como por ejemplo el grado de contracción de polimerización, sino se regula correctamente la cantidad precisa de componentes de la fase de relleno o de la matriz orgánica, dado los antecedentes teóricos citados anteriormente, provocando diferencias importantes; lo que llevaría a un mayor grado de microfiltración marginal entre el diente y la restauración.

Es por ello que el presente trabajo busca evaluar el comportamiento físico de dos materiales, analizando el grado de microfiltración marginal de restauraciones realizadas con una resina compuesta fabricada en Brasil (TPH3[®], Dentsply Brasil) en relación con aquellas realizadas con el mismo material, pero fabricado en USA (TPH3[®], Dentsply USA).

HIPÓTESIS

Existen diferencias significativas en el grado de microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con un material fabricado en Brasil y otro fabricado en USA, ambos de la misma marca comercial.

OBJETIVO GENERAL

Determinar si existen diferencias significativas en el grado de microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con un material fabricado en Brasil y otro fabricado en USA, ambos de la misma marca comercial.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar el grado de microfiltración marginal en restauraciones realizadas con la resina compuesta TPH3[®] (Dentsply Brasil).
- Determinar el grado de microfiltración marginal en restauraciones realizadas con la resina compuesta TPH3[®] (Dentsply USA).
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos por los dos materiales de restauración.

MATERIAL Y MÉTODO

El presente trabajo se realizó en el Laboratorio de Biomateriales Dentales del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

Se midió y se comparó *in vitro* el grado de microfiltración marginal de restauraciones realizadas con dos resinas compuestas de distinto origen de fabricación y de una misma marca comercial (Resina Compuesta TPH3[®], Dentsply Brasil y Resina Compuesta TPH3[®], Dentsply USA).

Para medir el grado de microfiltración marginal se utilizaron 19 molares humanos sanos recientemente extraídos, ya sea por motivos periodontales o afecciones propias de los terceros molares, los cuales fueron depositados en una solución de suero fisiológico isotónico y formalina al 2% en un recipiente cerrado, mantenidos a temperatura ambiente hasta ser utilizados; con la finalidad de mantener su hidratación y posibilitar su conservación⁽³³⁾. Previo a su utilización, a las piezas dentarias se les retiró los restos de ligamento periodontal con curetas (After five 11-12, 13-14, American Eagle), y fueron limpiadas con agua y piedra pómez⁽⁵⁷⁾, utilizando escobillas de copa dura con baja velocidad (micromotor y contraángulo NSK).

A cada pieza dentaria se le realizaron dos cavidades operatorias Clase V, estandarizadas en sus dimensiones, siendo de 3 mm de profundidad, 3 mm de alto ocluso-gingival y 4 mm de ancho mesio-distal ⁽¹²⁾. Todas ellas fueron realizadas por un mismo operador previamente entrenado y calibrado. Dichas cavidades fueron ubicadas en vestibular y palatino/lingual de cada diente, ocupando el tercio medio de la cara correspondiente, quedando la pared axial en dentina y el borde cavo superficial en esmalte ^(8, 73, 74) (Fig. 2).

Estas cavidades se realizaron con una turbina refrigerada con abundante agua (marca NSK, modelo Pana Air) y piedras de diamante de alta velocidad cilíndricas con extremo redondeado N° ISO 806 314 de 1,4 mm de diámetro en su parte activa (Meisinger, Alemania). La piedra de diamante utilizada fue sustituida cada 4 preparaciones para evitar su desgaste ^(7, 8).

Luego de realizadas las cavidades, cada diente fue conservado en suero fisiológico isotónico hasta realizar las restauraciones.



Fig. 2. Pieza dentaria con cavidad Clase V en su cara vestibular.

Para realizar las restauraciones, cada cavidad fue acondicionada con la técnica de grabado ácido total ^(7, 11). Para ello se utilizó ácido ortofosfórico en gel al 37% (SDI), el cual fue aplicado con una jeringa ^(20, 75). Primero se aplicó sólo en esmalte sobre los márgenes cavosuperficiales de la preparación cavitaria por 15 segundos ⁽²⁰⁾ (Fig. 3, A). Luego se lavó por el doble del tiempo de grabado, es decir, 30 segundos, y se procedió a secar con un chorro de aire. Después se aplicó ácido sobre la totalidad de la cavidad por 10 segundos adicionales (Fig. 3, B); luego de esto la cavidad se lavó con abundante agua, por el doble del tiempo de la que fue grabada, es decir, 20 segundos. Se procedió a secar la dentina con papel absorbente y el esmalte con un chorro de aire suave, evitando desecar la dentina ^(8, 57, 75). De este modo se obtuvo una desmineralización diferencial entre esmalte y dentina, ya que se grabó 25 segundos en esmalte y 10 segundos en dentina.

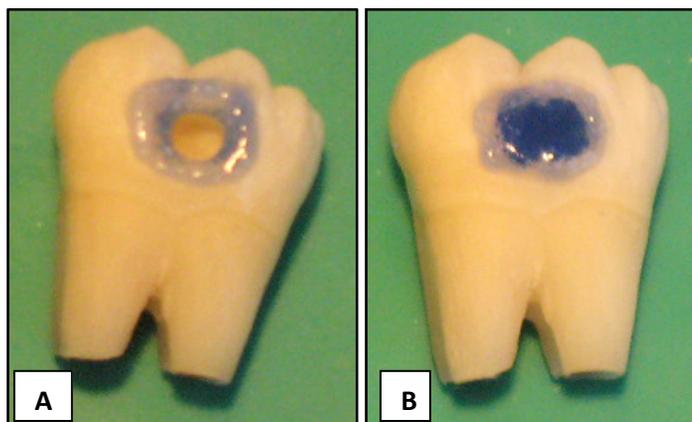


Fig. 3. Técnica de grabado ácido total. **A**, grabado ácido sobre esmalte y borde cavo superficial.
B, grabado ácido sobre la totalidad de la cavidad.

En relación al agente adhesivo, se utilizó el recomendado por el fabricante para cada una de las resinas compuestas a comparar, vale decir, Prime & Bond NT para ambas resinas compuestas. El adhesivo fue aplicado en dos capas consecutivas ^(20, 25, 47), obteniéndose directamente desde el envase. La primera capa de adhesivo fue aplicada en la totalidad de la cavidad, frotando el adhesivo con un micropincel durante 20 segundos. Posteriormente se aplicó desde una distancia aproximada de 3 cm de la preparación dentaria un chorro de aire suave durante 20 segundos, con el fin de evaporar el solvente del adhesivo ^(25, 48). La segunda capa de adhesivo fue aplicada con un micropincel en la totalidad de la cavidad y fue adelgazada con un chorro de aire suave, con el fin de obtener una capa de adhesivo homogénea. Finalmente se fotopolimerizó el sistema adhesivo durante 20 segundos ^(8, 57).

Las cavidades fueron divididas en dos grupos, donde el grupo I correspondió a las cavidades que fueron obturadas con la resina compuesta TPH3[®] (Dentsply Brasil). Estas obturaciones fueron realizadas en las caras vestibulares de todas las piezas dentarias. El grupo II correspondió a las cavidades obturadas con la resina compuesta TPH3[®] (Dentsply USA), realizándose estas restauraciones en las caras linguales y/o palatinas de todas las piezas dentarias.

Tabla I. Resumen Distribución de Grupos.

Grupo I	Cavidades vestibulares obturadas con TPH3 [®] , Dentsply Brasil.
Grupo II	Cavidades palatinas o linguales obturadas con TPH3 [®] , Dentsply USA.

Todas las obturaciones se realizaron con una técnica incremental de 3 tiempos^(8,11), del siguiente modo. Para el primer incremento se aplicó una capa delgada de resina compuesta de manera que quedara en forma diagonal desde la mitad del fondo de la cavidad hacia el borde cavo superficial cervical⁽¹¹⁾ (Fig. 4, A). Con una espátula de resina compuesta (Hu-Friedy, mini 1) se condensó cuidadosamente, para adaptarla a la pared cavitaria y luego se fotopolimerizó por 30 segundos con una lámpara de luz halógena 3M ESPE Elipar, del siguiente modo. Primero se hizo incidir la fuente de luz en forma diagonal a la pared cervical de la preparación desde gingival hacia oclusal por 10 segundos

(Fig. 4, A), para posteriormente aplicar la fuente de luz en forma perpendicular al piso de la preparación por otros 20 segundos ⁽¹¹⁾ (Fig. 4, A). Para el segundo incremento se repitió este procedimiento colocando el incremento diagonal y opuesto al sentido anterior (Fig. 4, B), haciendo incidir la fuente de luz en diagonal a la pared oclusal desde oclusal a gingival por 10 segundos, para luego aplicar la fuente de luz en forma perpendicular al piso de la cavidad por 20 segundos ⁽¹¹⁾ (Fig. 4, B). Finalmente se colocó un último incremento hasta llenar completamente la cavidad (Fig. 4, C). Se talló y contorneó el material para dar la anatomía adecuada, evitando el sobrecontorno y sobreextensión de la restauración; y se fotopolimerizó haciendo incidir la luz en forma perpendicular a la base de la cavidad durante 40 segundos ⁽¹¹⁾ (Fig. 4, C).

En resumen, los dos primeros incrementos fueron fotopolimerizados con la lámpara 3M ESPE Elipar, durante 30 segundos y el incremento final durante 40 segundos con la misma lámpara de fotocurado.

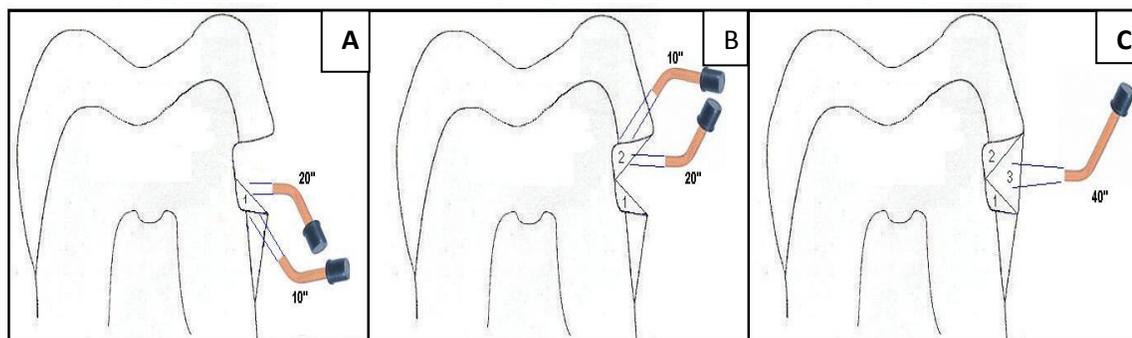


Fig. 4. Esquema técnica restauración incremental en tres tiempos y fotopolimerización. **A**, primer incremento y fotopolimerización por 30 segundos. **B**, segundo incremento y fotopolimerización por 30 segundos. **C**, incremento final y fotopolimerización por 40 segundos.

Una vez realizadas las restauraciones, se dejaron en una estufa marca Heraeus, a 37°C con un 100% de humedad relativa durante 48 hrs.

Previo al termociclado, y con el fin de evitar errores de filtración por vías distintas a las deseadas, se sellaron los ápices dentarios con aberturas evidentes mediante el uso de cemento de Vidrio Ionómero ^(11, 75) (cemento restaurador de Vidrio Ionómero radiopaco, GC Fuji II). Luego se procedió a resellar la superficie radicular con cianoacrilato, una vez seco el cianoacrilato se pincelaron las raíces (hasta el ápice) y la corona con dos capas de esmalte para uñas, dejando un margen de 1 mm alrededor de las restauraciones ^(57, 58) y finalmente se cubrieron las piezas dentarias con acrílico de autocurado rosado, siguiendo las superficies pintadas con barniz de uñas ^(11, 73) (Fig. 5).



Fig. 5. Pieza dentaria cubierta con acrílico de autocurado.

Luego de 48 horas después de este sellado, las piezas dentarias fueron sometidas a un proceso de termociclado ⁽⁵⁶⁾, en una solución acuosa de azul de metileno al 1% como indicador de microfiltración ^(7, 8, 11, 12, 29, 33, 58, 73, 74, 75).

El régimen de termociclaje fue de 100 ciclos entre 4°C y 60°C manteniendo las muestras 30 segundos en cada baño térmico y llevando a temperatura ambiente (+/- 23°C) durante 15 segundos entre un baño y otro ^(8, 12, 29, 73, 75).

Una vez terminado el termociclaje las piezas dentarias fueron lavadas con abundante agua para retirar el exceso de colorante ⁽¹¹⁾. Luego, se realizaron cortes perpendiculares al eje mayor del diente, pasando por el centro de las cavidades con el fin de exponer las restauraciones y evaluar el grado de penetración del colorante (Fig. 6). Los cortes fueron realizados con discos de carburundum, utilizando un disco de corte por cada

pieza dentaria. Los cortes se llevaron a cabo en forma intermitente y sin refrigeración, con el fin de disipar el calor producido y no diluir el agente marcador ^(7, 11, 29).



Fig. 6. Muestra con corte perpendicular al eje mayor del diente, exponiendo las restauraciones y los distintos grados de penetración del colorante.

Cada preparación fue observada bajo un microscopio estereoscópico óptico marca Carl Zeiss TM, serie 4251402 hecho en Alemania, utilizando lente lupa (10x) graduado con una reglilla milimetrada (Fig. 7), para determinar el grado de penetración del colorante a nivel de la interfase diente-restauración ^(7, 11, 33, 56, 73). Para evaluar el grado de penetración del colorante (microfiltración marginal), se observó la pared donde hubo mayor penetración del colorante ^(47, 73) y se utilizó una escala de análisis de profundidad de la tinción, expresado en porcentaje de 0% a 100%, dependiendo de la distancia abarcada entre el borde cavo superficial y la pared axial de la restauración. Esta medida (en porcentaje) fue

obtenida basándose en la relación existente entre el grado de penetración del colorante y la profundidad total de la cavidad ^(7, 11), es decir:

$$\frac{\text{Penetración del colorante en la interfase (mm.)}}{\text{Profundidad total de la cavidad (mm.)}} \times 100$$

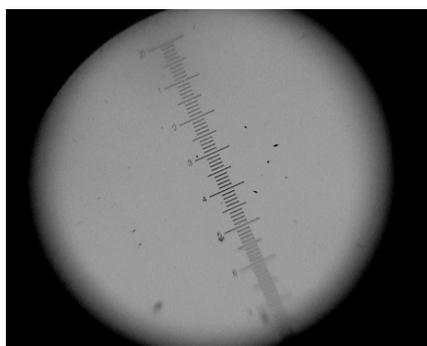


Fig. 7. Vista del lente graduado del microscopio.

Los resultados obtenidos para cada muestra (porcentajes de microfiltración marginal) fueron tabulados y analizados estadísticamente a través del programa SPSS (Statistical Product and Service Solutions) ^(20, 70), el cual es un conjunto de potentes herramientas de tratamiento de datos y análisis estadístico ⁽⁷⁶⁾.

Mediante este programa se obtuvieron estadísticos descriptivos para los dos grupos en estudio, tales como: la Media aritmética de los porcentajes de microfiltración

marginal de ambos grupos, que corresponde a la suma de todas las puntuaciones dividida por el número de puntuaciones; y estadísticos de dispersión como: la Desviación típica (raíz cuadrada de la varianza), que mide el grado en que las puntuaciones de una variable se alejan de su media, y el Error típico de la media, que es la desviación típica de la distribución muestral de la media y que se obtiene dividiendo la desviación típica de la variable por la raíz cuadrada del número de casos ^(76, 77).

Se probó la normalidad de la distribución del porcentaje de microfiltración marginal en ambos grupos a través de la prueba de Kolmogorov-Smirnov (K-S) para una muestra, la cual es una prueba de bondad de ajuste que sirve para contrastar la hipótesis nula de que la distribución de una variable se ajusta a una determinada distribución teórica de probabilidad ^(76, 77).

Luego, para comparar las medias de los porcentajes de microfiltración marginal de los dos grupos se utilizó la Prueba T para dos muestras independientes normalmente distribuidas, la cual permite contrastar hipótesis referidas a la diferencia entre dos medias independientes y proporciona la Prueba de Levene sobre igualdad de varianzas. De este modo se determinó la existencia o no de diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los porcentajes de microfiltración marginal de los dos grupos en estudio; con el fin de aceptar o rechazar la hipótesis propuesta ^(76, 77).

RESULTADOS

Los valores de microfiltración marginal obtenidos (expresados en porcentaje) para las restauraciones de resina compuesta, TPH3[®] Dentsply Brasil (Grupo I) y TPH3[®] Dentsply USA (Grupo II); realizadas en las caras vestibulares y palatinas o linguales, respectivamente, de 19 piezas dentarias (n=19), se detallan en la Tabla II.

Para ambos grupos en estudio se determinó la Media de los porcentajes de microfiltración marginal, siendo de 2,80% para el Grupo I y 2,12% para el Grupo II. Estos valores aparecen detallados en la Tabla II y representados en el Gráfico N°1.

Tabla II. Porcentajes de Microfiltración Marginal Grupos I y II.

Muestra	Grupo I TPH3® Dentsply Brasil [%]	Grupo II TPH3® Dentsply USA [%]
1	2,49	3,63
2	4,08	1,86
3	2,38	4,44
4	2,48	0
5	2,5	1,88
6	2,48	0
7	2,5	0
8	2,85	1,87
9	2,49	4,44
10	4	1,86
11	2,48	2
12	2,47	4,54
13	2,49	4,44
14	0	2
15	2,5	1,81
16	4	1,83
17	4,44	1,88
18	2,48	1,82
19	4,16	0
Media	2,80	2,12

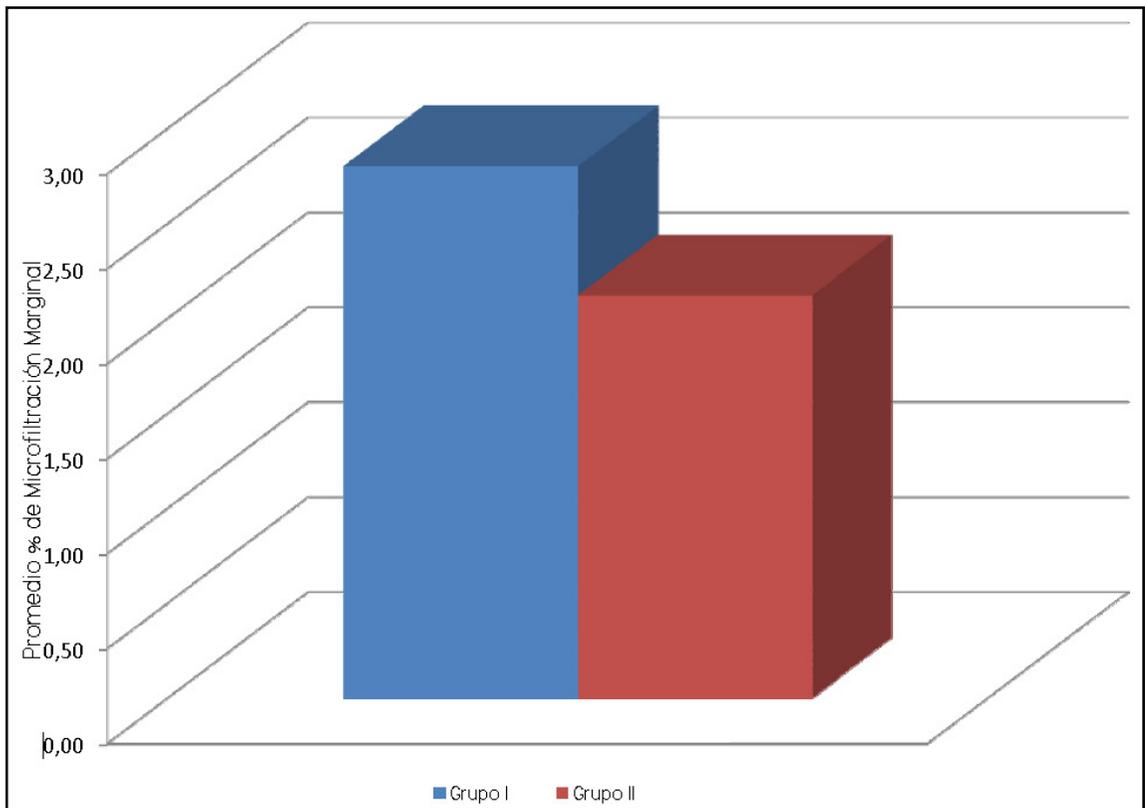


Gráfico N°1. Promedios de los Porcentajes de Microfiltración Marginal Grupos I y II.

ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

La distribución de los resultados de ambos grupos se ilustra en el Gráfico N°2.

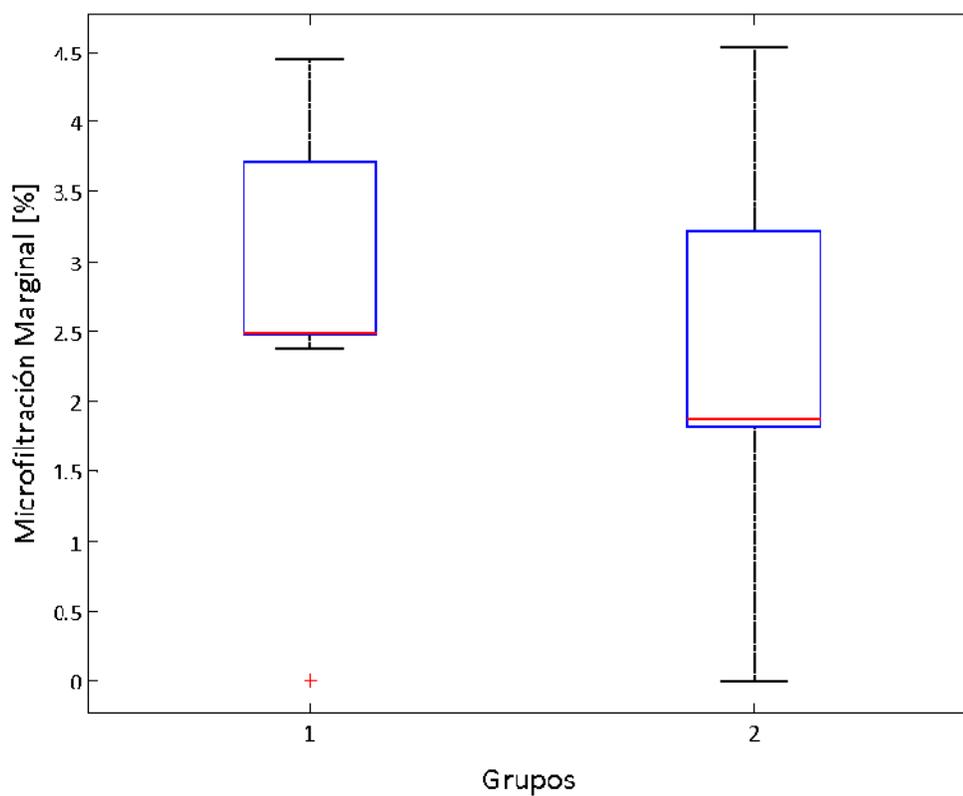


Gráfico N°2. Porcentajes de Microfiltración Marginal Grupos I y II. Las cajas representan el 50% de las observaciones, mientras que el área comprendida entre los dos bigotes representa la zona donde se distribuye la mayoría de las observaciones. La línea horizontal (roja) representa la zona donde se distribuye la mayoría de las observaciones. La línea horizontal (roja) representa la mediana de ambas poblaciones. Los puntos aislados representan las observaciones fuera de rango.

Los estadísticos descriptivos Media, Desviación Estándar y Error Típico de la Media de los porcentajes de microfiltración marginal de las dos poblaciones o grupos en estudio se presentan a continuación en la Tabla III.

Tabla III. Estadísticos Descriptivos de los Grupos I y II.

Grupo	Tamaño Muestra	Media [%]	Desviación Estándar [%]	Error Típico de la Media [%]
I	19	2,80	1,00	0,23
II	19	2,12	1,54	0,35

La similitud de los resultados mostrados en la Tabla III sugiere que las medias de ambas poblaciones no presentan diferencias estadísticamente significativas.

Para comprobar esta hipótesis, se plantea un test T-Student con un nivel de confianza del 95% para comparar las medias de los grupos. En esta prueba, la hipótesis nula es que las medias de las distribuciones de los porcentajes de microfiltración marginal de ambos grupos son iguales. Antes de realizar el test T-Student se debe probar la normalidad de la distribución de ambas poblaciones; para esto se utiliza el test Kolmogorov-Smirnov (K-S), a través del programa estadístico SPSS, para contrastar la hipótesis de normalidad. Los resultados para esta prueba se representan en la tabla IV.

Tabla IV. Tabla Resumen con los Resultados de la Prueba K-S para una Muestra Grupos I y II.

		Grupo I	Grupo II
N		19	19
Parámetros normales	Media	2,80	2,12
	Desviación típica	1,00	1,54
Diferencias más extremas	Absoluta	0,303	0,268
	Positiva	0,303	0,268
	Negativa	-0,284	-0,210
Z de Kolmogorov-Smirnov		1,321	1,169
Sig. Asintót. (bilateral)		0,061	0,130

La Tabla IV ofrece, en primer lugar, el número de casos válidos para ambos grupos y los parámetros de la distribución normal (Media y Desviación Típica). A continuación ofrece las diferencias más extremas entre las frecuencias acumuladas empíricas y teóricas (la más grande de las positivas, la más pequeña de las negativas y la más grande de las dos en valor absoluto). Por último ofrece el estadístico de K-S para ambos grupos en estudio, siendo $Z=1,321$ para el Grupo I y $Z=1,169$ para el grupo II. Se aprecia que el nivel de significación asintótica bilateral para ambos grupos es mayor a 0,05, por lo que se acepta la hipótesis de normalidad para ambas poblaciones.

Se ha mostrado que la distribución de ambas poblaciones es normal, por lo que se cumplen todas las hipótesis para realizar el test T-Student. Se realizó el test con el programa SPSS y los resultados se presentan en la Tabla V.

Tabla V. Tabla Resumen con los Resultados de la Prueba T para Muestras Independientes Grupos I y II.

	Prueba de Levene para la Igualdad de Varianzas		Prueba T para la Igualdad de Medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (Bilateral)	Diferencia de Medias	Error Típ. de la Diferencia	95 % Intervalo de Confianza para la Diferencia	
								Inferior	Superior
Varianzas Iguales	2,484	0,124	1,616	36	0,115	0,683	0,422	-0,174	1,539
Varianzas Distintas			1,616	30,926	0,116	0,683	0,422	-0,179	1,544

La Tabla V ofrece el contraste de Levene ($F= 2,484$) sobre homogeneidad o igualdad de varianzas. Se aprecia que el nivel de significación del estadístico F en la prueba de Levene es mayor que 0,05, por lo que se puede suponer que las varianzas poblacionales son iguales. Desde un punto de vista estadístico, no habría diferencias significativas entre la variabilidad de los porcentajes de microfiltración de los grupos I y II.

Asumiendo Varianzas iguales, se determina que el nivel de significancia bilateral (p-valor) es de 0,115 por lo que se acepta la hipótesis nula de la prueba T. Esto quiere decir que, con al menos un 95% de probabilidad, las medias de las distribuciones de los porcentajes de microfiltración de los Grupos I y II son iguales, no existiendo diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.

DISCUSIÓN

Los dos sistemas restauradores evaluados, TPH3[®] Dentsply Brasil y TPH3[®] Dentsply USA presentaron comportamientos semejantes al momento de ser sometidos a un mismo proceso de termociclado, exhibiendo ambas resinas compuestas bajos y distintos valores de microfiltración marginal promedio, no siendo estas diferencias estadísticamente significativas ($P > 0,05$). Esto implicaría que sería indiferente la utilización de cualquiera de los dos productos, desde el punto de vista de la microfiltración.

Esta situación podría explicarse en virtud de la naturaleza o composición del material o bien por una técnica operatoria clínica adecuada ⁽²³⁾.

En relación a la composición del material, ambas resinas compuestas presentan el mismo contenido y tamaño de partículas de relleno (nanohíbridas), con un porcentaje en volumen cercano al 60% (75% - 77% en peso) ⁽⁷¹⁾. Del mismo modo, los componentes de la matriz orgánica para ambos sistemas de restauración son una mezcla de Bis-GMA, Bis-EMA y TEGDMA, distribuidos en igual porcentaje ⁽⁷¹⁾. Por lo tanto ambos materiales tienen igual composición química, lo que repercute directamente en las características, comportamiento y propiedades de ambos materiales, en este caso sobre la microfiltración marginal.

El monómero principal de ambas resinas compuestas es Bis-GMA, el cual posee un alto peso molecular y presenta menos dobles enlaces C=C por molécula ⁽⁷¹⁾, lo cual contribuye a una menor contracción de polimerización ^(15, 28). Por otro lado sus procesos de elaboración basados en la nanotecnología han conducido al desarrollo de resinas compuestas que se caracterizan por tener en su composición la presencia de nanopartículas y nanoagregados. En general las resinas compuestas basadas en nanopartículas y nanoagregados ofrecen un alto contenido de carga de relleno que puede alcanzar hasta un 79,5% en peso ^(28,39). En el caso específico de las resinas compuestas analizadas en este estudio, estas alcanzan valores cercanos a un 77% en peso (60% en volumen), lo que hace disminuir la cantidad de matriz orgánica, por lo tanto, la cantidad de monómeros a polimerizar por unidad de volumen ^(23, 28, 64, 65). Esto se traduce en una disminución de la contracción de la polimerización y del coeficiente de variación dimensional térmica ^(60, 61, 63). La contracción de polimerización de ambas resinas compuestas determinada por sus fabricantes es cercana al 2% de su volumen, lo que hace que las tensiones generadas en la interfase diente-restauración, propias de un fenómeno de contracción de polimerización, no superen la fuerza de adhesión de la resina compuesta a la pieza dentaria, por consiguiente disminuyendo las brechas marginales, lo que se traduce en un menor porcentaje de microfiltración marginal. Por otro lado la alta carga de relleno también incide en un menor coeficiente de variación dimensional térmica ^(60, 61), lo que influiría en menores fluctuaciones de volumen y por

lo tanto de tensiones en la junta adhesiva diente-restauración, lo que ayudaría a mantener el sellado marginal. Todo esto explicaría, en cierta medida, los bajos valores de microfiltración marginal obtenidos para ambos productos. Dado que ambas resinas compuestas poseen la misma composición no se observaron diferencias estadísticamente significativas en relación a la filtración marginal; atribuyéndose las pequeñas diferencias, en relación al promedio de microfiltración marginal entre ambas resinas, a factores no relacionados con su composición ni con su fabricación, sino a factores propios de la técnica experimental.

En relación a la técnica operatoria empleada para la confección de restauraciones con ambas resinas compuestas, se utilizaron los mismos procedimientos, es decir, una correcta técnica adhesiva ^(53, 56, 66) (según recomendación fabricante), el uso de una técnica incremental para confeccionar las restauraciones ^(20, 58, 66) y guiando la contracción de polimerización hacia las paredes de la cavidad ^(23, 66), con el fin de disminuir y/o contrarrestar la contracción de polimerización, lo que puede explicar por otra parte los bajos valores de microfiltración marginal. Estos procesos, en relación a la técnica de restauración son recomendados por diversos autores con el fin de manejar el fenómeno de contracción de polimerización.

El comportamiento de ambas resinas compuestas en relación a su porcentaje de microfiltración marginal es prácticamente igual, lo cual permite establecer que la procedencia de ambos productos, en este caso, no es un factor a considerar, ya que los

productos son exactamente iguales en su comportamiento frente a la microfiltración marginal. Por lo tanto, podría pensarse que Dentsply Brasil cumple con los mismos estándares de elaboración y certificación para TPH3[®] en relación al mismo material fabricado en USA. Esto se puede ratificar en virtud de otro estudio realizado por Behnke y asociados ⁽⁷⁸⁾, en el cual se evalúa la resistencia a la tensión diametral para ambas resinas compuestas, siendo los valores para esta propiedad semejantes y sin diferencias estadísticamente significativas, lo que permite establecer que el comportamiento de estos dos productos es igual, independiente de su origen de fabricación.

CONCLUSIONES

En virtud de los resultados obtenidos en este trabajo experimental y basado en la metodología en él utilizada podemos concluir que:

- No existen diferencias estadísticamente significativas en relación al grado de microfiltración marginal de la resina compuesta TPH3[®] fabricada en Brasil en comparación con la resina compuesta TPH3[®] fabricada en USA, ambas de la misma marca comercial (Dentsply).
- Por lo tanto se rechaza la hipótesis propuesta dado que no existen diferencias estadísticamente significativas entre la resina compuesta TPH3[®] Dentsply Brasil y TPH3[®] Dentsply USA.

SUGERENCIAS

Se sugiere realizar estudios clínicos observacionales de cohorte con la finalidad de valorar que estos bajos porcentajes de microfiltración marginal se traduzcan en un adecuado comportamiento clínico de estos materiales, asegurando de este modo la estabilidad de la restauración a través del tiempo.

Por último, es recomendable el estudio de estos materiales en relación a otros aspectos como sus propiedades físicas, mecánicas y biológicas, para de esta forma tener una visión completa de las características específicas de cada uno y establecer a ciencia cierta su igual comportamiento.

RESUMEN

Un estudio experimental, *in vitro*, fue realizado para comparar el grado de microfiltración marginal entre dos resinas compuestas nanohíbridas, ambas de la misma marca comercial y de distinto origen de fabricación: TPH3[®] Dentsply Brasil y TPH3[®] Dentsply USA. Ambas resinas compuestas son un material indicado para la realización de restauraciones anteriores y posteriores. 19 piezas dentarias humanas sanas (molares) recientemente extraídas, fueron utilizadas para realizar cavidades operatorias estandarizadas Clase V a nivel de sus caras libres. Las piezas cavitadas fueron divididas para su restauración en dos grupos: Grupo I, cavidades obturadas con TPH3[®] Dentsply Brasil y Grupo II, cavidades obturadas con TPH3[®] Dentsply USA. Para evaluar el grado de microfiltración marginal, las piezas dentarias fueron sometidas a un proceso de termociclado, el que consistió en la aplicación de 100 ciclos entre 4°C y 60°C, usando como marcador una solución de azul de metileno al 1%.

Los resultados concluyeron que TPH3[®] Dentsply USA registra un menor valor de microfiltración marginal en comparación a TPH3[®] Dentsply Brasil, siendo esta diferencia no estadísticamente significativa ni asociada a la composición de ambos productos, por lo tanto sus comportamientos frente a la microfiltración marginal son el mismo.

BIBLIOGRAFÍA

- (1) BADER M., ASTORGA C., y col. “Texto de Biomateriales Odontológicos.” Tomo I. Primera Edición. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Chile. 2004. 193 p. p. IX-XII. Prólogo., p. 1-10. Cap. 1., p. 52-53. Cap. 4.
- (2) URZÚA I., STANKE F., MARINÉ A. “Tratamiento de la caries como enfermedad infectocontagiosa: Estudio preliminar”. Rev. Dent. Chile. 87 (3): 25-30. Noviembre 1996.
- (3) BARRANCOS J., BARRANCOS P. “Operatoria Dental. Integración Clínica”. Cuarta Edición. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires. 2006. 1305 p., p. 4. Cap. 1. p. 297. Cap. 18., p. 715-721. Cap. 33., p. 727-733. Cap. 34., p.771-776. Cap. 37., p. 777|-806. Cap. 38.
- (4) URZÚA I., STANKE F. “Nuevas estrategias en Cariología”. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Chile. 1999. 115 p., p. 10-11. Cap. 1.
- (5) ANUSAVICE K. “La Ciencia de los Materiales Dentales, de Phillips”. Décima Edición, Editorial Mc. Graw-Hill Interamericana. México. 1998. 746 p., p. 1-8. Cap. 1., p. 47. Cap.3., p. 283-306. Cap.12.
- (6) GARBER D., GOLDSTEIN R. “Porcelain & Composite Inlays & Onlays. Esthetic Posterior Restorations”. Primera Edición. Quintessence Publishing Co, Inc. Illinois. 1994. 159 p., p. 13- 18. Cap. 1., p. 31. Cap. 2.
- (7) JÁUREGUI O. “Análisis comparativo *in vitro* del grado de microfiltración marginal

entre dos Resinas Compuestas microhíbridas”. Trabajo de Investigación requisito para optar al Título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Santiago de Chile. 2003.

(8) RICH M. “Análisis comparativo *in vitro* del grado de microfiltración marginal de restauraciones de Resina Compuesta realizadas usando seis adhesivos de diferentes marcas comerciales, con y sin evaporar sus solventes”. Trabajo de Investigación requisito para optar al Título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Santiago de Chile. 2005.

(9) CRAIG R., O'BRIEN W., POWERS J. “Materiales Dentales. Propiedades y Manipulación.” Sexta Edición. Editorial Mosby. Madrid. 1996. 294 p., p. 1 Cap.1., p. 55-70. Cap.4.

(10) STURDEVANT C., ROBERSON T., HEYMAN H. “Operatoria Dental. Arte y Ciencia”. Tercera Edición. Editorial Hardcourt Brace. Madrid. España. Marzo 1999. 825 p., p. 207-208., p. 243-265. Cap. 6.

(11) FLEET C. “Análisis comparativo *in vitro* de la microfiltración marginal de una Resina Compuesta microhíbrida convencional y tres de nanorrelleno”. Trabajo de Investigación requisito para optar al Título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Santiago de Chile. 2004.

(12) TORRES O. “ Análisis comparativo *in vitro* del sellado y microfiltración marginal entre restauraciones de resina compuesta fotopolimerizadas en forma convencional y

fotopolimerizadas por etapas, utilizando las técnicas de aplicación en bloque y en incrementos”. Trabajo de Investigación requisito para optar al Título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Santiago de Chile. 2000.

(13) SEPÚLVEDA G., CORTÉS M., STANKE F. “Técnica clínica inmediata para incrustaciones de Resina Compuesta”. Revista de la Sociedad de Operatoria de Chile. 4(1): 10-13. 1992.

(14) BERTOLDI A. “Odontología Restauradora y Salud Pulpar”. Publicado en <http://www.red-dental.com/ot003101.htm>. 2001.

(15) FERRACANE JL. “New Polymer Resins for Dental Restoratives”. Operative Dentistry Supplement. 6: 199-209. 2001.

(16) MONTENEGRO M., MERY C., AGUIRRE A. “Histología y Embriología del Sistema Estomatognático”. Ediciones Facultad de Odontología. Universidad de Chile. 1986. 138p., p.61-69. Cap.4.

(17) HENOSTROZA G. “Diagnóstico de Caries Dental”. Primera Edición. Universidad Peruana Cayetano Heredia. Perú. 2005. 122p., p13. Cap. 1.

(18) URZÚA I., MARINÉ A., STANKE F., “Caries: Tratamiento de una Enfermedad Infectocontagiosa”. Primera Edición. Editor Dr. Felipe Stanke. Chile. 1997. 54p., p. 9-25. Cap. 1, 2, 3, 4 y 5.

(19) URIBE J. “Operatoria Dental. Ciencia y Práctica”. Tercera Edición. Editorial Avances Médico-Dentales. Madrid. 1990. 385p., p. 15-41. Cap. 1., p. 207-222. Cap. 8.

- (20) BRUNTON PA., et al. "Effect of Different Application and Polymerization Techniques on the Microleakage of Proximal Resin Composite Restorations *In Vitro*". *Operative Dentistry*. 29(1): 54-59. 2004.
- (21) FRANKENBERG R., et al. "No-bottle v/s Multi-bottle dentin adhesives-a microtensile bond strength and morphological study". *Dental Materials*. 17:373-380. Febrero, 2001.
- (22) BESNAULT C., ATTAL J-P. "Influence of a simulated oral environment on microleakage of two adhesive systems in Class II composite restorations". *Journal of Dentistry*. 30: 1-6. 2002.
- (23) EHRMANTRAUT N., BADER M. "Polimerización de Resinas Compuestas a través de Estructuras Dentarias". *Rev. Fac. Odont. Univ. de Chile*. 12(2): 22-27. 1994.
- (24) SEGUEL B., et al. "Efecto del Eugenato de Zinc sobre la Resistencia Adhesiva de Restauraciones de Resinas Compuestas". *Rev. Fac. Odont. Univ. de Chile*. 21(1): 33-40. 2003.
- (25) HENOSTROZA G., et al. "Adhesión en Odontología Restauradora". Primera Edición. Editorial Maio. Curitiba. 2003. 454p., p. 15. Cap.1.
- (26) PEUTZFELDT A. "Resin composite in dentistry: the monomer system". *Eur. J Oral Sci*. 105:97-116. 1997.

- (27) EHAIDEB AA AL., MOHAMED H. “Microleakage of One Bottle dentin adhesives”. Operative Dentistry. 26: 172-175. 2001.
- (28) HERVÁS A., et al. “Resinas Compuestas. Revisión de los materiales e indicaciones clínicas”. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 11: E215-20. 2006.
- (29) STUVEN J. “Análisis comparativo *in vitro*, de la microfiltración de dos resinas compuestas empaquetables con una base de resina fluida, variando la ubicación de ésta sobre la pared cervical”. Trabajo de Investigación requisito para optar al Título de Cirujano-Dentista.mFacultad de Odontología. Universidad de Chile. Santiago de Chile. 2002.
- (30) MACORRA J.C., “La Contracción de polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas”. Odontología Conservadora. 2(1): 24-35. Enero-Marzo, 1999.
- (31) NARCISO L. “Operatoria Dental, Procedimientos Preventivos y Restauradores”. Quintessence Editora Ltda. Sao Paulo. Brasil. 1993. 509p., p. 201-214. Cap.7.
- (32) FORTIN D., VARGAS M. “The Spectrum of Composites: New Techniques and Materials”. JADA. 131: 26s-30s. June, 2000.
- (33) LISBOA D. “Análisis comparativo *in vitro* de la filtración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con un adhesivo vigente y con un adhesivo vencido”. Trabajo de Investigación requisito para optar al Título de Cirujano

Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Santiago de Chile. 2006.

(34) O'BRIEN W. "Dental Materials and Their Selection". Segunda Edición. Quintessence Publishing Co, Inc. Illinois. 1997. 421p., p. 97-105. Cap. 7.

(35) LUTZ F., PHILLIPS R. "A classification and evaluation of composite resin systems". The Journal of Prosthetic Dentistry. 50(4): 480-488. October, 1983.

(36) WILLEMS G., et al. "A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics". Dent Mater. 8:310-319. 1992.

(37) BADER M., et al. "Resistencia al desgaste de resinas compuestas de nanorelleno". Rev. Fac. Odont. Univ. de Chile. 23(1): 17-28. 2005.

(38) SARAIVIA M. "Nanotecnología y su aplicación en odontología estética y restauradora-Caso clínico. Publicado en http://www.odontologia-online.com/verarticulo/Nanotecnologia_y_su_aplicacion_en_odontologia_estetica_y_restauradora_-_Caso_clinico.html. 2008

(39) GERALDI S., PERDIGAO J. "Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth". J Dent Res. 81:1276. 2003.

(40) MEYER GR., ERNST C-P., WILLERSHAUSEN B. "Determination of Polymerization Stress of Conventional and "New Clustered" Microfill-Composites in Comparison with Hybrid Composites. J Dent Res. 81:921. 2003.

- (41) DAMIEN A., WALSH T. “Restorative Dentistry”. Elsevier Limited. United Kingdom, London. 2002. 208p. p. 68-69. Cap. 8.
- (42) LEINFELDER KF. “New developments in resin restorative systems”. JADA. 128(5): 573-581. 1997.
- (43) CRAIG R. “Materiales Dentales Restauradores”. Séptima Edición. Editorial Mundi. Argentina. 1988. 570P., p. 237-266. Cap.10.
- (44) SWIFT E., PERDIGAO J. “Bonding to enamel and dentin: A Brief History and state of the art. 1995”. Quintessence International. 26(2) 95-110. 1995.
- (45) VAN MEERBEK B., PERDIGAO J. “The Clinical Performance of Adhesives”. J Dent. 26(1): 1-20. 1998.
- (46) SUMMITT J., WILLIAM J., SCHWARTS R. “Fundamentals of Operative Dentistry, a Contemporary Approach”. Segunda Edición. Quintessence Publishing Co. Inc. Illinois. 2001. 576p., p. 186-189. Cap. 8., p. 261-271. Cap. 10.
- (47) ARAUJO FO., VIEIRA LCC., MONTEIRO S. “ Influence of Resin Composite Shade and Location of the Gingival Margin on the Microleakage of Posterior Restorations”. Operative Dentistry. 31(5): 556-561. 2006.

- (48) SETIEN V., et al. "Cavity preparation devices: Effect on microleakage of Class V resin-based composite restorations". *American Journal of Dentistry*. 14(3): 157-162. June, 2001.
- (49) BUONOCORE M. "A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces ". *J. Dental Research*. 34(6): 849-853. 1955.
- (50) FUSAYAMA T. et al. "Total Etch Technique and Cavity Isolation ". *J Esthet Dent*. 4(4): 105-109. July, 1992.
- (51) SWIFT E. "Bonding system for Restorative materials- A Comprehensive Review. *Pediatric Dentistry*. 20(2): 80-84. 1998.
- (52) BARRANCOS J. "Operatoria Dental". Tercera Edición. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires. 1999. 1176p., p. 567-577 Cap. 17., p. 635-649 Cap. 20.
- (53) FRAUNHOFER JA., et al. "The Effect of Tooth preparation on Microleakage Behavior". *Operative Dentistry*. 25:526-533. 2000.
- (54) TAYLOR M., LYNCH E. "Microleakage, Review". *J Dent*. 20:3-10. 1992.
- (55) MJÖR I., TOFFENETTI F. "Secondary caries: A literature review with case reports". *Quintessence International*. 3: 165-179. 2000.
- (56) GLADYS S. et al. "Microleakage of adhesive restorative materials". *American Journal of Dentistry*. 14(3): 170-176. June, 2001.

- (57) BATISTA E. “Effect of the cavity configuration factor on the marginal microleakage of esthetic restorative materials. American Journal of Dentistry. 16(3): 211-214. June, 2003.
- (58) OWENS B., JOHNSON W. “Effect of Insertion Technique and Adhesive System on Microleakage of Class V Resin Composite Restorations. The Journal of Adhesive Dentistry. 7(4): 303-308. 2005.
- (59) MACCHI R. “Materiales dentales, Fundamentos para su Estudio. Segunda Edición. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires. 1988. 125p., p.25-26. Cap. 2.
- (60) HASHINGER D. T., FAIRHURST C. W. “Thermal expansion and filler content of composite resins”. The Journal of Prosthetic Dentistry. 52(4): 506-510. October, 1984.
- (61) VERSLUIS A., DOUGLAS W. SAKAGUCHI R. “Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges”. Dent Mater. 12: 290-294, September, 1996.
- (62) IBSEN R., NEVILLE K. “Odontología Restauradora Adhesiva”. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires. 1977. 229p., p. 35-36. Cap.3.
- (63) YAP AUJ., TAN CH., CHUNG SM. “Wear Behavior of New Composite Restoratives”. Operative Dentistry. 29(3):269-274. 2004.

- (64) AGUIAR FHB., et al. "A Quantitative Method of Measuring the Microleakage of Thermocycled or Non-thermocycled Posterior Tooth Restorations". *Operative Dentistry*. 28(6):793-799. 2003.
- (65) BRAGA R., BALLESTER R., FERRACANE J. "Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review". *Dental Materials*. 21:962-970. 2005.
- (66) CARVALHO RM., PEREIRA JC., PASHLEY DH. "A Review of Polymerization Contraction: The Influence of Stress development versus Stress Relief". *Operative Dentistry*. 21:17-24. 1996.
- (67) CHOI KK., et al. "Effects of Cavity Configuration on Composite Restoration". *Operative Dentistry*. 29(4):462-469. 2004.
- (68) SWIFT E. "Enamel bond strengths of one-bottle adhesives". *Pediatric Dentistry*. 20(4):259-262. 1998.
- (69) DAVISON CL., FEILZER AJ. "Polymerization Shrinkage and Polymerization Shrinkage Stress in Polymer Based Restoratives". *J. Dent*. 25(6):435-440. 1997.
- (70) FEILZER AJ., et al. "Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface". *Eur J Oral Sci*. 103:322-326. 1995.
- (71) SANG. J., "TPH3[®] Technical Manual", DENTSPLY Caulk, September 2004.

(72) MINISTERIO DE SALUD BRASIL. “Agencia Nacional de Vigilancia Sanitaria”.

Publicado en <http://www.anvisa.gov.br/esp/index.htm>. 2008

(73) CORRAL C. “Estudio comparativo *in vitro* del grabado de sellado marginal obtenido en restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con cemento autoadhesivo y cemento con sistema adhesivo de grabado y enjuague”. Trabajo de Investigación requisito para optar al Título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Santiago de Chile. 2007.

(74) CARRASCO C. “Análisis comparativo *in vitro* de la eficiencia de dos colorantes como marcadores de infiltración marginal en restauraciones de resina compuesta”. Trabajo de Investigación requisito para optar al Título de Cirujano Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Santiago de Chile. 2007.

(75) WAHAB F., et al. “The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite Class V restorations *in vitro*”. The Journal of prosthetic Dentistry. 90(2): 168-174. 2003.

(76) MANUAL TÉCNICO SPSS[®] 11.0 para Windows[®]. Instructivo del programa SPSS. CAP. 1, Cap.10, Cap. 13, Cap. 19.

(77) NORMAN G., STREINER D. “Bioestadística”. Editorial Mosby. Madrid, España. 1996. 260p. p.2-5. Cap. 1. p. 6-13. Cap. 2. p. 23-28. Cap. 4. p. 58-63. Cap. 7.

(78) BEHNKE C. “Análisis comparativo *in vitro* de la resistencia a la tensión diametral

de la misma resina compuesta, de distinto de origen de fabricación”. Trabajo de Investigación requisito para optar al Título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología. Universidad de Chile. Santiago de Chile. 2008.