



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO in vitro DE LA ADAPTACIÓN
A ESTRUCTURAS DENTARIAS DE UN SISTEMA DE
RESINA COMPUESTA MONOINCREMENTAL
(SonicFill™) Y UNO CONVENCIONAL (Herculite™)**

**TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL PROGRAMA DE
TITULACIÓN POR ALTO PROMEDIO**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

MARIELA AGUILAR HERNÁNDEZ

TUTOR: C.D. ADRIÁN A. VILLAVICENCIO MORALES

ASESOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



ÍNDICE

I. RESUMEN.....	4
II. INTRODUCCIÓN.....	5
III. ANTECEDENTES.....	7

CAPÍTULO 1 ADHESIÓN

1.1 Definición.....	9
1.1.2 Acondicionamiento ácido de Buonocore.....	10
1.1.3 Consolidación de la adhesión al esmalte.....	11
1.1.4 La larga búsqueda de la adhesión a la dentina.....	11
1.1.5 Denominación e identificación de la capa <i>smear layer</i> (barro dentinario).....	12
1.1.6 El grabado total de Fusayama extiende el acondicionamiento ácido a la dentina.....	12
1.1.7 Histología de las estructuras del diente.....	13

CAPÍTULO 2 RESINAS COMPUESTAS

2.1. Antecedentes históricos.....	15
2.2 Composición química.....	16
2.2.1 Activadores.....	19
2.2.2 Inhibidores.....	19
2.3. Clasificación.....	19
2.3.1 Por su material de relleno.....	19
2.3.2 Por generación.....	21
2.3.3 Por su sistema de activación.....	23
2.3.4 Por su consistencia.....	24
2.4 Adhesión.....	26
2.5 Propiedades.....	26



IV. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	33
V. JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA.....	33
VI. OBJETIVOS.....	33
VII. HIPÓTESIS.....	34
VIII. VARIABLES DEPENDIENTES E INDEPENDIENTES.....	34
IX. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN.....	35
X. MUESTREO.....	35
XI. RESULTADOS.....	52
4.1 Análisis de resultados.....	54
XII. DISCUSIÓN.....	57
XIII. CONCLUSIONES.....	59
XIV. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	60

I. RESUMEN

Recientemente se han desarrollado las resinas bulk-fill que pueden ser utilizadas con técnica monoincremental, reemplazando la tradicional técnica incremental oblicua y acortando el tiempo clínico.¹

El presente estudio corresponde a la comparación experimental *in vitro* de dos diferentes sistemas, uno de resina compuesta monoincremental (SonicFill) y uno convencional (Herculite), con la finalidad de identificar cuál tiene una mejor adaptación a la estructura dentaria, utilizando la misma técnica adhesiva.

Se tomaron como muestra 15 terceros molares con indicaciones de extracción, sin presencia de caries, lesiones traumáticas, enfermedades pulpares o morfología anómala. En los cuales se confeccionaron en cada uno cavidades clase II en mesial y distal. Utilizando el mismo sistema adhesivo en todos, sin embargo cambiando la técnica de obturación con los dos tipos de resina; en mesial SonicFill (Kerr) y en distal Herculite (Kerr).

La técnica incremental consiste en la construcción progresiva de la restauración, agregando pequeñas cantidades de composite en capas sucesivas, y polimerizadas consecutivamente, con el fin de disminuir la magnitud de la contracción de polimerización y con ello atenuar la tensión residual entre la resina compuesta y la cavidad, reduciendo la posibilidad de microfiltración marginal.²

En la técnica incremental, el operador agregará a la preparación volúmenes de material no superiores a 2mm de grosor, con el fin de disminuir la magnitud de la tensión residual entre la resina y la cavidad, además de reducir el número de planos adheridos en relación a las superficies libres de material durante la polimerización de cada incremento, lo que favorece la liberación de tensiones residuales. Esto se traduce en una mejor adaptación del material reduciendo la posibilidad de microfiltración y sus complicaciones subsecuentes.³

La mayor preocupación respecto a las restauraciones de carga en un solo paso y la razón por la cual no se ha masificado su uso, es debido a la dificultad que poseen para lograr una buena adaptación a las paredes cavitarias y al posible efecto de la contracción volumétrica, factores que pueden provocar desajuste en la interfase diente-restauración generando finalmente la microfiltración marginal.

Con el propósito de solucionar dichas vicisitudes, apareció un nuevo biomaterial llamado SonicFill (Kerr).

II. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, debido a la gran demanda funcional y estética por parte del paciente que acude a un servicio de atención odontológica, las resinas compuestas o composites se han transformado en uno de los materiales dentales más utilizados para la confección de restauraciones estéticas directas.⁴

En cuanto a su composición, corresponden a un material trifásico que ha ido evolucionando significativamente en los últimos 50 años, estando constituidos por una fase inorgánica (rellenos), fase orgánica (molécula monomérica) y una fase de acoplamiento o agente de unión bifuncional. A través del tiempo, han sido modificados con distintos materiales con el objetivo de mejorar sus propiedades mecánicas, ópticas, de pulido, adaptación y sellado marginal de la restauración, entre otros.^{5 6}

Las resinas compuestas endurecen mediante una reacción de polimerización. Esta reacción, para poder desencadenarse requiere ser activada para lo cual se puede recurrir a diversos sistemas, de acuerdo a lo cual se pueden clasificar en: resinas de activación química (autocurado), de activación física (por luz y calor) y resinas de activación dual. Inicialmente, las resinas compuestas eran de activación química (presentación polvo-líquido y pasta-pasta) las cuales, entre otros, tenían un gran problema que era la inestabilidad de color. Para solucionar este problema, se creó un sistema de activación física (por luz) que permitió obtener una mayor estabilidad de color, mayor tiempo de trabajo, mayor resistencia mecánica y un mejor resultado estético.^{5 6}

La completa polimerización de dichas resinas depende directamente de la conversión de monómero a polímero, es decir, de la cantidad de grupos metacrilato que han reaccionado entre sí mediante el proceso de conversión.

Existen múltiples factores que influyen el grado de polimerización de estas resinas, entre los cuales se pueden mencionar: el color del composite, grosor del material, el tipo de relleno, tipo y calidad de la luz que se utiliza para activar la polimerización, la distancia entre foco de luz y el composite, la profundidad de la cavidad y el tiempo de activación empleado.^{8 9}

Pese al buen desempeño clínico y a la superación continua de sus propiedades, aun no se han solucionado completamente los inconvenientes esenciales de las resinas compuestas; tales como, la falta de adhesión química al tejido dentario, la contracción de polimerización, el coeficiente de variación dimensional térmica diferente a la pieza dentaria, y la sensibilidad y complejidad de la técnica restauradora.^{10 11}



Este conjunto de factores son los responsables de que se pierda el sellado marginal, permitiendo la aparición de una brecha entre el tejido dentario y la restauración, y con ello el proceso de microfiltración marginal, pudiendo culminar en el fracaso de la obturación. ^{12 13 14}

Por otro lado, durante la confección de la obturación, las resinas son llevadas a la preparación cavitaria en estado plástico y son endurecidas a través de un proceso de polimerización, en el cual se reduce el volumen del material, fenómeno conocido como contracción de polimerización.

La disminución volumétrica de la restauración sumada a la incapacidad de las paredes dentarias de acompañar el movimiento contráctil del material, crea fuertes episodios de estrés en el complejo de unión restauración-adhesivo-tejido dentario. Cuando el estrés residual logra superar la resistencia adhesiva obtenida, se pierde la adhesión, dando paso a la microfiltración marginal. ¹⁵

Para disminuir y/o contrarrestar los efectos de la contracción de polimerización se han planteado mejoras en los sistemas adhesivos, y en la composición de la matriz, o bien a través del desarrollo de nuevas técnicas de aplicación del material como, la Técnica Incremental. ^{12 16}

Aunque la Técnica Incremental brinda grandes beneficios al objetivo del proceso restaurador reduciendo la tensión residual y disminuyendo la posibilidad de microfiltración marginal, adiciona complicaciones clínicas pues añade más pasos operatorios a una técnica restauradora compleja en su totalidad. ³

Debido a lo antes mencionado y con el propósito de resolver dichas vicisitudes, la industria odontológica ha creado un nuevo biomaterial llamado SonicFill.

SonicFill es una resina compuesta fotoactivada, diseñada para su colocación directa en la preparación cavitaria bajo la técnica monoincremental. Está indicada para toda clase de preparaciones cavitarias en dientes posteriores, principalmente cavidades clase I y II. Es un material que permite un modelado rápido y sencillo, y puede rellenar y polimerizar cavidades de hasta 5 mm de profundidad con un solo bloque de resina, disminuyendo considerablemente los tiempos operatorios empleados en la técnica incremental. ¹⁷



III. ANTECEDENTES

La salud bucodental, fundamental para gozar de una buena salud y una buena calidad de vida, se puede definir como la ausencia de dolor orofacial, cáncer de boca o de garganta, infecciones, ulceraciones, enfermedades periodontales (de las encías), caries, pérdida de dientes y otras enfermedades y trastornos que limitan en la persona afectada la capacidad de morder, masticar, sonreír y hablar, al tiempo que repercuten en su bienestar psicosocial.

Las enfermedades bucodentales más frecuentes son la caries, las afecciones periodontales (de las encías), el cáncer de boca, las enfermedades infecciosas bucodentales, los traumatismos físicos y las lesiones congénitas.

Caries dental

En términos mundiales, entre el 60% y el 90% de los niños en edad escolar y cerca del 100% de los adultos tienen caries dental, a menudo acompañada de dolor o sensación de molestia.

La mayoría de las enfermedades y afecciones bucodentales requieren una atención odontológica profesional; sin embargo, la limitada disponibilidad o la inaccesibilidad de estos servicios hace que sus tasas de utilización sean especialmente bajas entre las personas mayores, los habitantes de zonas rurales y las personas con bajos niveles de ingresos y de estudios. La cobertura de la atención bucodental es reducida en los países de ingresos bajos y medianos.

La atención odontológica tradicional con fines curativos representa una importante carga económica para muchos países de ingresos altos, donde entre un 5% y un 10% del gasto sanitario guarda relación con la salud bucodental. En los países de ingresos bajos y medianos, escasean los programas públicos de salud bucodental.

Cuando las lesiones cariosas generan pérdida de sustancia dentaria de carácter irreversible, deben ser tratadas y restauradas para devolver la morfología, y a través de ella, la función y estética de la pieza dentaria dañada, además de permitir preservar la salud y el equilibrio del ecosistema bucal.^{18 19}

Sin embargo, es importante recalcar que la terapia restauradora no mejora la salud bucal de las personas sino que sólo limita un daño ya producido por la enfermedad.²⁰

Existen múltiples materiales restauradores que se utilizan para devolver la integridad de una pieza dentaria. Dentro de ellos encontramos materiales rígidos de obturación indirecta que se usan en situaciones de gran destrucción dentaria en donde se requiere la colaboración de un laboratorio dental y que se utilizan en la confección de incrustaciones (metálicas, cerámicas o cerómeros) y prótesis fija (en casos de pérdida severa de estructura dentaria). Como alternativa a los anteriores, existen materiales plásticos de obturación directa en casos en donde no hay gran destrucción dentaria por lo que no se requiere de colaboración de un laboratorio dental y la restauración se realiza directamente en la preparación cavitaria en boca. Dentro de estos, los más son utilizados en la actualidad son: aquellos de origen metálico (amalgamas), de origen orgánico (resinas acrílicas), cementos de ionómero vítreo y los materiales combinados que corresponden a las resinas compuestas o también denominados composites.²¹

Las resinas compuestas dentales, son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos. Para unir las partículas de relleno a la matriz plástica de resina, el relleno es recubierto con silano, un agente de conexión o acoplamiento. Otros aditivos se incluyen en la formulación para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica.

Las resinas compuestas se modifican para obtener color, translucidez y opacidad, para de esa forma imitar el color de los dientes naturales, haciendo de ellas el material más estético de restauración directa. Inicialmente, las resinas compuestas se indicaban solo para la restauración estética del sector anterior. Posteriormente y gracias a los avances de los materiales, la indicación se extendió también al sector posterior. Entre los avances de las resinas compuestas, se reconocen mejoras en sus propiedades tales como la resistencia al desgaste, manipulación y estética.

Composición de las resinas compuestas

Los componentes estructurales básicos de las resinas compuestas son:

1. Matriz: Material de resina plástica que forma una fase continúa.
2. Relleno: Partículas / fibras de refuerzo que forman una fase dispersa.
3. Agente de conexión o acoplamiento, que favorece la unión del relleno con la matriz (conocido como Silano).

4. Sistema activador - iniciador de la polimerización
5. Pigmentos que permiten obtener el color semejante de los dientes.
6. Inhibidores de la polimerización, los cuales alargan la vida de almacenamiento y aumentan el tiempo de trabajo. ¹

CAPÍTULO 1 ADHESIÓN

1.1 Definición

Es la atracción física de las moléculas hacia otras diferentes quedando unidas una a la otra: adherencia, es la fuerza que produce la unión de dos sustancias cuando se ponen en íntimo contacto. Adhesivo es la sustancia capaz de mantener materiales juntos con un sistema de unión. Adherente es el material al cual se aplica el adhesivo, existen varios mecanismos de adhesión.

Mecánica: es la que se produce cuando una de las partes penetra en las irregularidades que presenta la superficie de la otra.

Está basada en los efectos del grabado ácido del esmalte que va de unos 20µm de profundidad con forma de microtúbulos y su fuerza de adhesión será de 15 a 20 MPa.

Química: es la unión ideal de tipo primario que ocurre cuando las partes se mantienen en contacto por medio de las fuerzas obtenidas por la formación de uniones entre las superficies que se adaptan entre sí, en forma de enlaces iónicos o covalentes como la quelación de calcio.

Física: es el resultado de las uniones moleculares de las fuerzas de Van der Waals, originadas por las interacciones de la formación de los momentos dipolares en el seno de un átomo o de una molécula, se basa en el fenómeno de impregnación de sustrato por el material, valorado para un ángulo de contacto 0 formado por la superficie del líquido y la interfase líquido-sólido.

La impregnación depende de la energía libre de superficie que debe ser muy elevada del diente, y de la tensión superficial del adhesivo que debe ser baja. Los enlaces físicos secundarios no tienen por sí solos una unión a largo plazo ya que se degradan por la penetración de agua en la interfase, por lo tanto, es necesario encontrar enlaces primarios o una retención mecánica. ²²

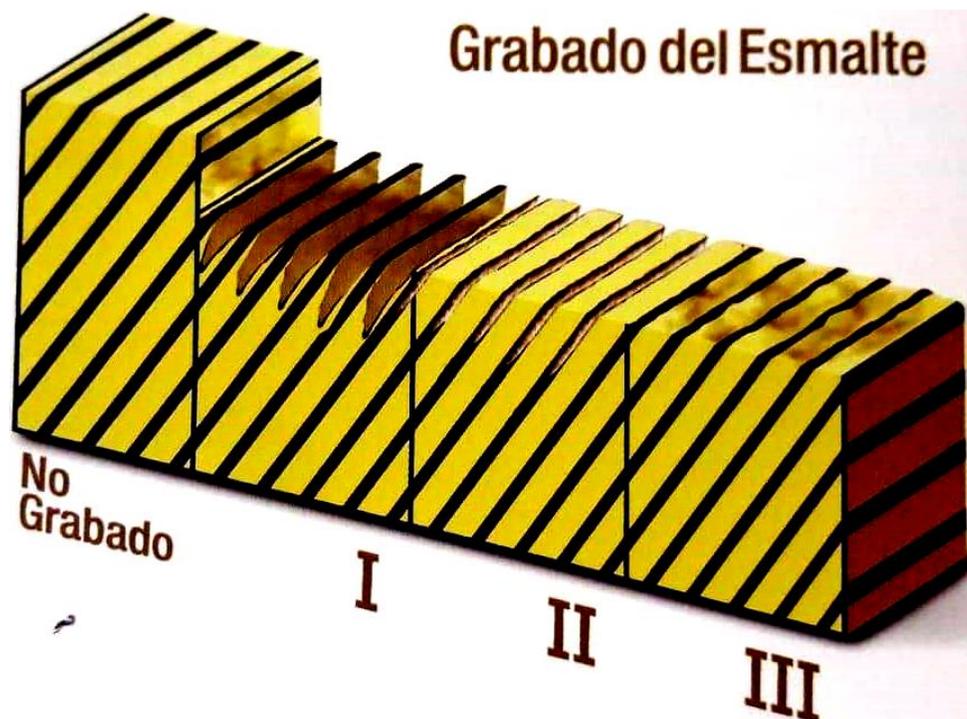
En 1955, con los artículos clásicos de Buonocore, el sistema micromecánico de adhesión al esmalte fue realmente reconocido, enfocó toda su atención en el

tema de adhesión dentro de la cavidad bucal, ya que expandió el concepto de este hecho sobre el esmalte e investigó sobre sus efectos en la dentina, de tal manera que llegó a ser considerado el padre de este concepto. ²³

1.1.2 Acondicionamiento ácido de Buonocore

Se reconoce universalmente como la piedra angular de la adhesión dental al formidable legado de Michael Buonocore quien en 1955 propuso el tratamiento de la superficie del esmalte con ácido fosfórico –originalmente al 85%- para promover la adhesividad adamantina.

Tal procedimiento logra revertir la poca o casi nula adhesividad natural del esmalte, dotando a su superficie de un potencial favorable para la adhesión, derivado de un proceso desmineralizador. Éste en una primera etapa, disuelve generalizadamente 20 a 50µm de la superficie original, y concluye reduciendo selectivamente el cuerpo de los prismas adamantinos o su periferia. Ello le confiere a la superficie del esmalte una particular rugosidad, en la que pueden diferenciarse simultáneamente tres tipos característicos de relieve, conocidos como patrones de grabado desde 1975. El denominado tipo I se caracteriza por exhibir disuelto solo el centro de los prismas, el tipo II ve afectada únicamente su periferia y el tipo III, el más frecuente muestra estría completamente irregulares y sumamente tenues, lo que le confiere el más bajo potencial de adhesividad. ²⁴



Patrones de grabado adamantino ²⁴

1.1.3 Consolidación de la adhesión al esmalte

Durante 55 años de adhesión al esmalte (1955-2010), su gran efectividad, confiabilidad y su mínima susceptibilidad a la técnica, observadas desde el comienzo, prácticamente suprimieron la necesidad de modificar el procedimiento clínico original. Son pequeñas excepciones: la reducción en la concentración del ácido fosfórico (del original 85% a entre el 30 y 40%), la disminución en el tiempo de aplicación de éste (de los 60 segundos originales a solo 15) y su presentación alternativa en forma de gel.

Tal estabilidad se atribuye unánimemente al principal mecanismo de adhesión al esmalte, dado por el anclaje micromecánico que proveen las irregularidades producidas por el grabado ácido, en las que la resina –tras infiltrarse en consistencia fluida- queda trabada al adoptar rigidez por polimerización. No obstante, no se descarta el rol de la quelación o de los puentes de hidrógeno.

Dados los resultados consistentes logrados desde un principio en la adhesión al esmalte, la profesión se mantuvo ajena a la presencia de áreas desfavorables para proveer traba micromecánica para los sistemas adhesivos; es decir, aquellas zonas que muestran patrones de grabado tipo III, circunstancia que puede alcanzar la mitad del área que es grabada y que comúnmente se ha imputado a la presencia de áreas del esmalte carentes de un ordenamiento coordinado de sus prismas o al manejo despreocupado de la técnica, entre otras muchas teorías. Sin embargo, muy recientemente se ha revelado que ello en realidad obedece a que los depósitos orgánicos en la superficie adamantina impiden lograr un acondicionamiento apropiado, y que al eliminarlos con hipoclorito de sodio al 5.25% durante un minuto (desproteización del esmalte), antes del ya clásico acondicionamiento con ácido fosfórico, se logra disminuir ostensiblemente el área que ocupan los patrones del tipo III; vale decir que se incrementa la superficie realmente microretentiva del esmalte y por ende su adhesividad. Ello abre un potencial de beneficios adicionales aún insospechados al grabado ácido de Buonocuore.²⁴

1.1.4 La larga búsqueda de la adhesión a la dentina

El escenario señalado por la adhesión adamantina contrata sustancialmente con las múltiples variaciones que han tenido que obrarse y que sin duda continuarán efectuándose, probablemente durante mucho tiempo, en los materiales y procedimientos necesarios para lograr una adhesión dentinaria tan confiable y perdurable como la que se obtiene en el esmalte. Tal aspiración se ve obstaculizada merced a que la dentina no presenta características homogéneas que favorezcan su adhesividad, al contrario del esmalte.

Entre las barreras que dificultan la adhesión dentinaria están: sus importantes variaciones topográficas, su composición química con un relativamente alto contenido orgánico y agua, y la presencia de fluido dentinario; las mismas que han tratado de superar los fabricantes, principalmente desarrollando productos que permitan a los adhesivos operar en medio húmedo (hidrófilos) e interactuar con el componente orgánico. Sin embargo, aunque se ha avanzado notablemente, la meta final se vislumbra aún lejana. Otro factor desfavorable para la adhesión dentinaria es la presencia de una capa superficial característica que se forma después de la instrumentación de la dentina sea por corte o por desgaste. La adhesión al esmalte es más efectiva y predecible que a la dentina.²⁴

1.1.5 Denominación e identificación de la capa smear layer (barro dentinario)

La citada capa, formada como consecuencia de la preparación dentaria (principalmente cuando se realiza con instrumentos rotatorios), consiste primordialmente de detritus y dentina desorganizada, cuyo espesor alcanza 1 a 2µm. Se atribuye a Boyde su denominación de *smear layer*, expresión que ha alcanzado una profusa difusión, determinando con ello que frecuentemente se le utilice tal cual en numerosos idiomas; no obstante, cuando se trata de utilizar un equivalente en español, comúnmente se utiliza barro dentinario.

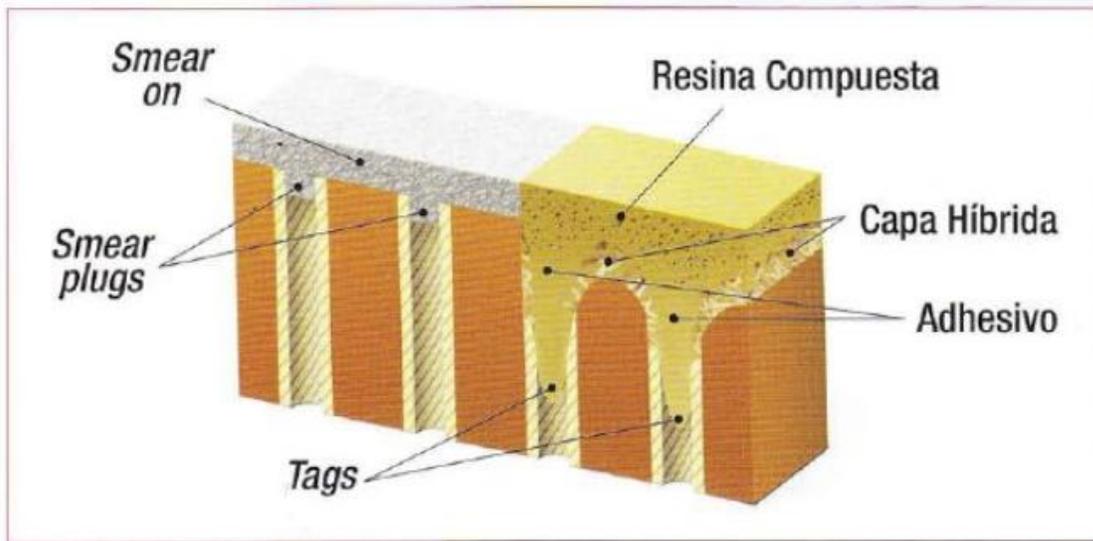
En 1970 David Eick, fueron los primeros en identificar químicamente la mencionada capa y describir su apariencia topográfica, y en 1984 Brannstrom la subdividió en dos capas, la externa (*smear on*), que es amorfa y reposa sobre la superficie dentinaria, y una interna (*smear in* o *smear plug*), formada por partículas más diminutas que se localizan en el interior de los túbulos.²⁴

1.1.6 El grabado total de Fusayama extiende el acondicionamiento ácido a la dentina

La reconocida virtud de la capa *smear layer*, relativa a disminuir la permeabilidad dentinaria y por ende a proteger el complejo dentino-pulpar, mantuvo una oposición tan cerrada a retirarla rutinariamente, que durante muchos años permaneció ignorada la propuesta de Fusayama quien fue el primero en preconizar que el tratamiento ácido de la superficie dentinaria, lejos de perjudicarla, favorecía su adhesividad.

Denominó grabado total al procedimiento, para destacar que –como medio promotor de la adhesión- es favorable grabar no solo el esmalte sino también extenderlo a la dentina, para así eliminar el barro dentinario y permitir el ingreso del adhesivo en los túbulos dentinarios, quedando trabado mecánicamente

dentro de ellos luego de su polimerización. Se consideraba que este mecanismo era el principal responsable de la adhesión dentinaria y de manera accesoria su impregnación en la superficie intertubular. Infortunadamente su entonces intrépida propuesta solo fue apreciada en los países occidentales después de una década, al constatarse su favorable potencial con productos mejorados, principalmente por su característica hidrófila. El grabado total inició el procedimiento de eliminar “*smear layer*”.²⁴



Hibridización dentinaria.²⁴

1.1.7 Histología de las estructuras del diente

Esmalte

Composición

Está formado por un 96% de sustancia inorgánica y 4% de sustancia orgánica.

Dentro de la sustancia orgánica se encuentran glucoproteínas, hidratos de carbono, agua en un 2.3% y glucosaminoglucanos sulfatados. Su composición inorgánica es calcio, fósforo, magnesio sodio, potasio, sílice, zinc, cobre, hierro y flúor. En un 98% ésta fase inorgánica está formada por hidroxiapatita que tiene un aspecto de agujas pequeñas y cuya sección transversal es hexagonal. Estos cristales se agrupan en estructuras prismáticas, cada prisma está limitado por una interfase no mineralizada, y atraviesa la casi totalidad del esmalte



siguiendo trayectos sinuosos. El esmalte es aprismático en la unión amelodentinaria y en la superficie del diente en un espesor de 20 a 80µm.

Estos cristales proporcionan dureza al esmalte, la susceptibilidad de éstos a ser disueltos por ácidos provee la base química para la instauración de la caries y permite la adhesión de materiales restauradores, como el esmalte es duro necesita una capa subyacente de dentina, más elástica para mantener su integridad. La matriz orgánica es muy polimorfa, amorfa y degradable por los ácidos. ²³

Dentina

Composición

Está protegida por el esmalte, es un tejido vital por la gran cantidad de túbulos dentinarios que le dan comunicación hacia la pulpa, la dentina sostiene a la pulpa y la protege para evitar las injurias químicas, físicas y biológicas.

Está compuesta por 30% de sustancia orgánica en la que un 10% es agua y fibras colágenas tipo uno glucosaminoglucanos sulfatados, glucoproteínas en un 20% y un 70% de sustancia inorgánica: calcio, magnesio, fósforo, sodio, potasio, zinc, sílice, cobre, hierro y una pequeña cantidad de flúor. ²³

Estructura de la dentina

Dentina Fisiológica

De la unión amelodentinaria se distinguen tres tipos:

Dentina de recubrimiento, prácticamente desprovista de túbulos dentinarios.

La dentina primaria, formada desde el origen del desarrollo dentinario hasta la oclusión dentinaria, es rica en túbulos y constituye la masa dentinaria más importantes en volumen.

La dentina secundaria se produce durante todo el ciclo vital, los túbulos son menos abundantes. Al corte transversal se distinguen dos estructuras dentinarias diferentes: la dentina peritubular, que delimita la luz de los túbulos, denudada de fibras colágenas, densa y muy inestable en el momento del ataque ácido.

La dentina intertubular presenta gran cantidad de fibras colágenas que sufren una mineralización. ²³



CAPÍTULO 2 RESINAS COMPUESTAS

2.1 Antecedentes históricos

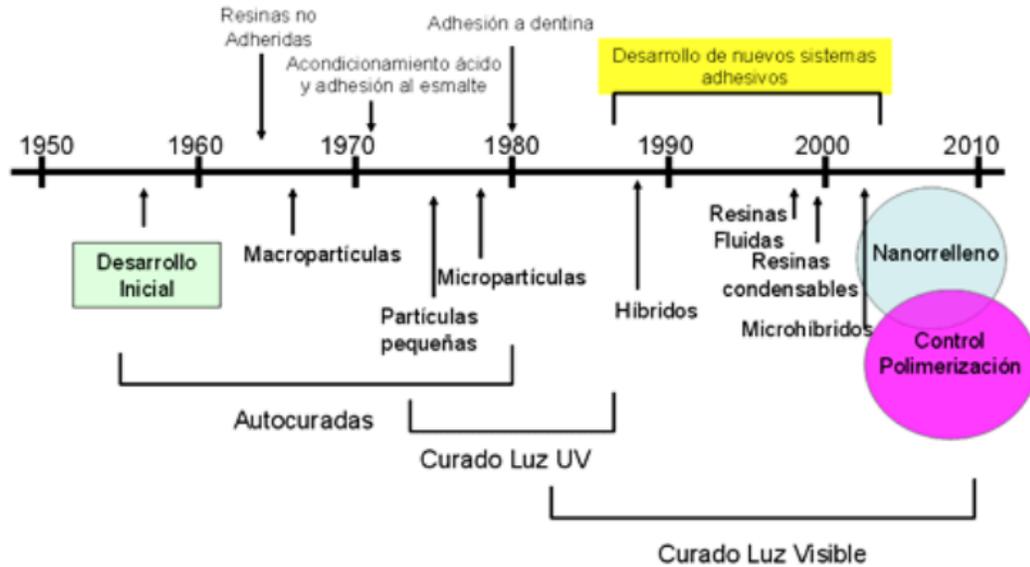
Los primeros materiales restauradores estéticos utilizados se basaron en los cementos de silicato. Estos cementos se obtenían haciendo reaccionar ácido fosfórico con partículas de vidrio.²⁵ A pesar de ofrecer una alta estética, presentaban algunos defectos como la alta solubilidad en el medio bucal y un alto grado de irritación pulpar.²⁶

Estos problemas condujeron al desarrollo de los sistemas acrílicos sin relleno (un copolímero basado en el polimetacrilato de metilo), sin embargo, éstos poseían un alto grado de contracción de polimerización y coeficientes de variación dimensional térmica diez veces mayor que el de las estructuras dentarias, trayendo como consecuencia filtraciones marginales y percolación. Las resinas acrílicas presentaban además una baja resistencia mecánica, inestabilidad de color y una gran generación de calor al polimerizar. A finales de los años 40, las resinas acrílicas de polimetilmetacrilato (PMMA) reemplazaron a los silicatos. Estas resinas tenían un color parecido al de los dientes, eran insolubles a los fluidos orales, fáciles de manipular y tenían bajo costo. Lamentablemente, estas resinas acrílicas presentan baja resistencia al desgaste y contracción de polimerización muy elevada y en consecuencia mucha filtración marginal.^{25 27}

La era de las resinas modernas empieza en 1962 cuando el Dr. Ray. L. Bowen desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación fue la matriz de resina de Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) y un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno; creando de esta forma, un nuevo complejo de resina que presentaba tres fases:

- Una primera fase continua o fase matricial
- Una segunda fase dispersa o de partículas de relleno, y
- Un agente de unión entre ellas, de vinil silano.

De aquí nace esta nueva generación de materiales en base a resinas compuestas o “composites”, es decir, un sistema de material formado por una mezcla de dos o más macroconstituyentes.^{1 28}



Cronología del desarrollo de las resinas compuestas de acuerdo a las partículas, sistemas de polimerización y tecnología adhesiva disponible. ¹

2.2 Composición química

Matriz resinosa

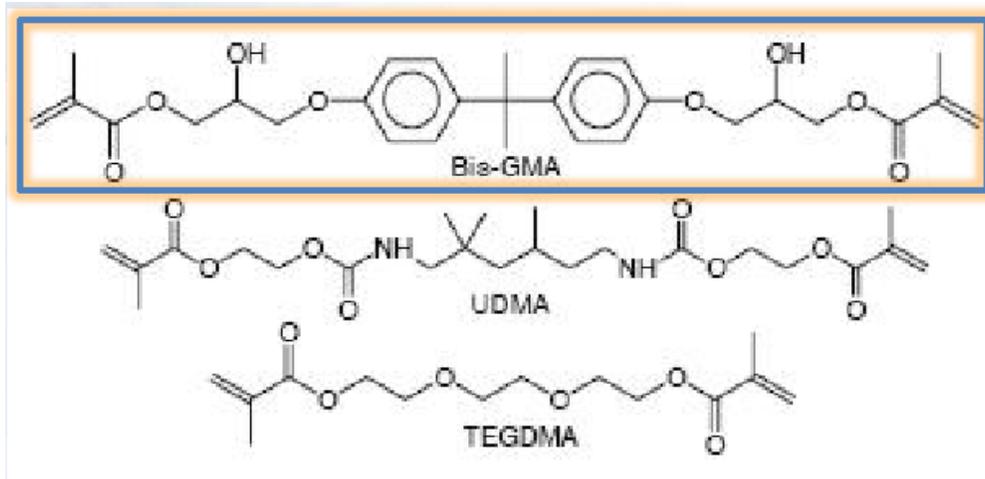
Está constituida por monómeros de dimetacrilato alifáticos u aromáticos, el monómero más utilizado ha sido Bis-GMA (Bisfenol-A- Glicidil Metacrilato) debido a su mayor peso molecular, la contracción que se generaba al polimerizar era menor. Sin embargo, su mismo alto peso molecular es una característica limitante, ya que aumenta su viscosidad, pegajosidad y conlleva a una reología indeseable comprometiendo su manipulación. ²⁹

Además, en condiciones comunes de polimerización, el grado de conversión del Bis-GMA es bajo. Para superar estas deficiencias, se añaden monómeros de baja viscosidad tales como el TEGDMA (trietilenglicol dimetacrilato). Actualmente el sistema BisGMA/TEGDMA es uno de los más usados en las resinas compuestas. ⁵

Por otro lado, la molécula de Bis-GMA, tiene dos grupos hidroxilos los cuales promueven la sorción de agua. Un exceso de sorción acuosa en la resina tiene efectos negativos en sus propiedades y promueve una posible degradación hidrolítica. ³⁰ Actualmente, monómeros menos viscosos como el Bis-EMA6 (Bisfenol A Polietileno glicol dieter dimetacrilato), han sido incorporados en algunas resinas, lo que causa una reducción de TEGDMA. El Bis-EMA6 posee mayor peso molecular y tiene menos uniones dobles por unidades de peso, en consecuencia produce una reducción de la contracción de polimerización, confiere

una matriz más estable y también mayor hidrofobicidad, lo que disminuye su sensibilidad y alteración por la humedad.³¹

Otro monómero ampliamente utilizado, acompañado o no de Bis-GMA, es el UDMA (dimetacrilato de uretano), su ventaja es que posee menos viscosidad y mayor flexibilidad, lo que mejora la resistencia de la resina. Las resinas compuestas basadas en UDMA pueden polimerizar más que las basadas en BisGMA.³²



Composición de resinas compuestas³³

Partículas de relleno

Son las que proporcionan estabilidad dimensional a la matriz resinosa y mejoran sus propiedades. La adición de estas partículas a la matriz reduce la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, a la compresión y a la abrasión, aumentando el módulo de elasticidad (Rigidez).³⁴

Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo o vidrio de bario y son obtenidas de diferentes tamaños a través de diferentes procesos de fabricación (pulverización, trituración, molido). Las partículas de cuarzo son dos veces más duras y menos susceptibles a la erosión que el vidrio, además de que proporcionan mejor adhesión con los agentes de conexión (Silano). También son utilizadas partículas de sílice de un tamaño aproximado de 0,04mm (micropartículas), las cuales son obtenidas a través de procesos pirolíticos (quema) o de precipitación (sílice coloidal).³⁵

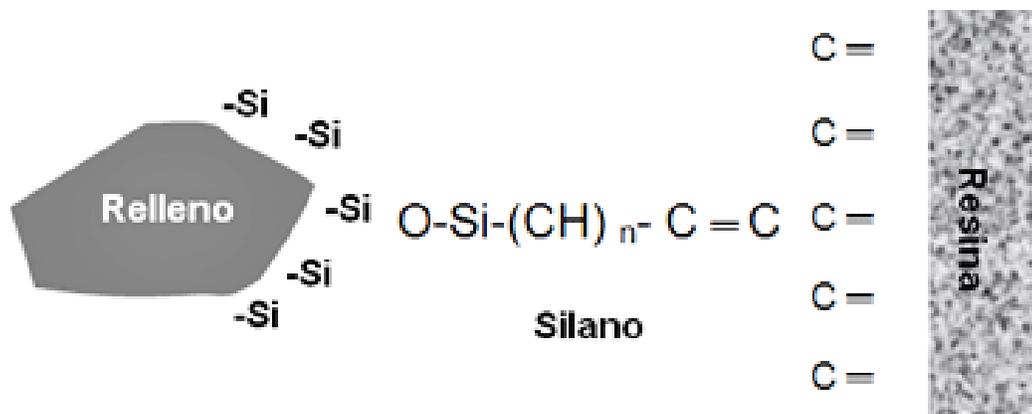
Es importante resaltar que cuanto mayor sea la incorporación de relleno a la matriz, mejor serían las propiedades de la resina, ya que, produce menor

contracción de polimerización y en consecuencia menor filtración marginal, argumento en el cual se basa el surgimiento de las resinas condensables.³⁶ Sin embargo, tan importante como la contracción de polimerización, es la tensión o el estrés de contracción de polimerización, o sea, la relación entre la contracción de la resina, su módulo de elasticidad (rigidez) y la cantidad de paredes o superficies dentarias a unir. Con esto, las resinas con altísima incorporación de relleno acaban contrayendo menos, pero causando mayor estrés de contracción lo que conlleva a mayor filtración, por ser demasiado rígidas.³⁷

Agente de unión

Durante el desarrollo inicial de las resinas compuestas, Bowen demostró que las propiedades óptimas del material, dependían de la formación de una unión fuerte entre el relleno inorgánico y la matriz orgánica. La unión de estas dos fases se logra recubriendo las partículas de relleno con un agente de acoplamiento que tiene características tanto de relleno como de matriz. Esta adhesión entre ambas fases es esencial para que el material tenga resistencia y durabilidad. Estos agentes también pueden actuar como disipadores de tensión en la interface relleno-resina.

El agente responsable de esta unión es una molécula bifuncional que tiene grupos silanos (Si-OH) en un extremo y grupos metacrilatos (C=C) en el otro. Debido a que la mayoría de las resinas compuestas disponibles comercialmente tienen relleno basado en sílice, el agente de acoplamiento más utilizado es el silano.³⁸ Asimismo, el silano mejora las propiedades físicas y mecánicas de la resina compuesta, pues establece una transferencia de tensiones de la fase que se deforma fácilmente (matriz resinosa), para la fase más rígida (partículas de relleno). Además, estos agentes de acoplamiento previenen la penetración de agua en la interfase BisGMA / Partículas de relleno, promoviendo una estabilidad hidrolítica en el interior de la resina.



Además de la matriz, del relleno y del agente de unión, también forman parte de la resina compuesta otros agentes tales como:

- Monómeros que disminuyen la viscosidad, como por ejemplo, el TEGDMA,
- Inhibidores de la polimerización para prolongar la vida útil, previniendo el endurecimiento espontáneo del material durante el período de almacenamiento,
- Iniciadores y aceleradores que se combinan para producir radicales libres que inician la reacción de polimerización,
- Pigmentos para dar las distintas tonalidades al material restaurador.
- Modificadores y opacificadores para controlar el color y la translucidez.⁷

2.2.1 Activadores

De tipo químico o fotoquímico, dentro de la activación química está la autopolimerización que se produce por la presencia de moléculas capaces de inducir radicales libres, cuando se presenta en pasta-pasta, esta reacción resulta inhibida por los fenoles como el eugenol, de ahí que esté contraindicado el óxido de zinc y eugenol debajo del composite. La activación fotoquímica (fotopolimerización) se basa en el uso de fotones luminosos y ultravioletas que vehiculizan la energía.

Es necesario utilizar fotoactivadores que también sirven como estabilizadores entre los cuales se encuentran los derivados de la benzoína, benzofenona, acetofenona y dicetona. Los composites fotopolimerizables por UV contienen éter metílico de benzoína. Estos materiales se presentan en forma de una sola pasta.²²

2.2.2 Inhibidores

Éstos permiten controlar los periodos de inducción, asegurando una mejor conservación del producto. Los más utilizados son las quinonas.²²

Las sustancias que intervienen en la estética son sustancias absorbentes de anti UV pigmentos y agentes radiopacos como el itrio trifluorado.³⁹

2.3 Clasificación

2.3.1 Por su material de relleno

Resinas de macrorelleno o convencionales: Tienen partículas de relleno con un tamaño promedio entre 10 y 50 μm .⁴⁰ Este tipo de resinas fue muy utilizada, sin embargo, sus desventajas justifican su desuso. Su desempeño clínico es deficiente y el acabado superficial es pobre, visto que hay un desgaste

preferencial de matriz resinosa, propiciando la prominencia de grandes partículas de relleno las cuales son más resistentes. Además, la rugosidad influencia el poco brillo superficial y produce una mayor susceptibilidad a la pigmentación.⁴¹ Los rellenos más utilizados en este tipo de resinas fueron el cuarzo y el vidrio de estroncio o bario.⁴²

El relleno de cuarzo tiene buena estética y durabilidad pero carece de radiopacidad y produce un alto desgaste al diente antagonista. El vidrio de estroncio o bario son radiopacos pero desafortunadamente son menos estables que el cuarzo.⁴³

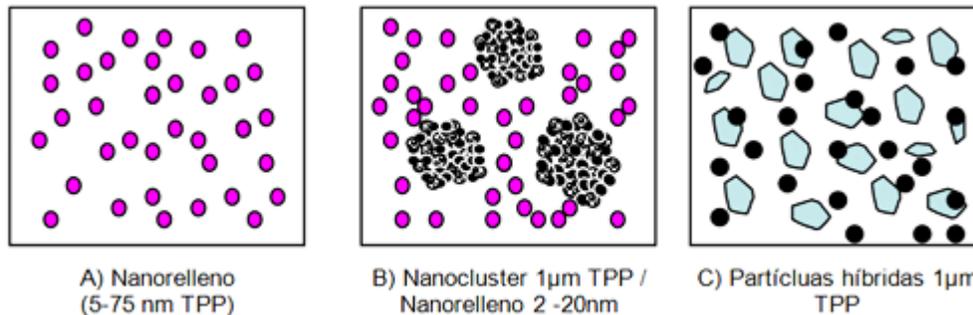
Resinas de microrelleno: Estas contienen relleno de sílice coloidal con un tamaño de partícula entre 0.01 y 0.05 μm .⁴⁰ Clínicamente estas resinas se comportan mejor en la región anterior, donde las ondas y la tensión masticatoria son relativamente pequeñas, proporcionan un alto pulimento y brillo superficial, confiriendo alta estética a la restauración.⁴⁴ Entre tanto, cuando se aplican en la región posterior muestran algunas desventajas, debido a sus inferiores propiedades mecánicas y físicas, ya que, presentan mayor porcentaje de sorción acuosa, alto coeficiente de expansión térmica y menor módulo de elasticidad.⁴⁵

Resinas híbridas: Se denominan así por estar reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño en un porcentaje en peso de 60% o más, con tamaños de partículas que oscilan entre 0,6 y 1 μm , incorporando sílice coloidal con tamaño de 0,04 μm . Corresponden a la gran mayoría de los materiales compuestos actualmente aplicados al campo de la Odontología.⁴⁰

Los aspectos que caracterizan a estos materiales son: disponer de gran variedad de colores y capacidad de mimetización con la estructura dental, menor contracción de polimerización, baja sorción acuosa, excelentes características de pulido y texturización, abrasión, desgaste y coeficiente de expansión térmica muy similar al experimentado por las estructuras dentarias, fórmulas de uso universal tanto en el sector anterior como en el posterior, diferentes grados de opacidad y translucidez en diferentes matices y fluorescencia.^{46 47 48}

Híbridos Modernos: Este tipo de resinas tienen un alto porcentaje de relleno de partículas sub-micrométricas (más del 60% en volumen). Su tamaño de partícula reducida (desde 0.4 μm a 1.0 μm), unido al porcentaje de relleno provee una óptima resistencia al desgaste y otras propiedades mecánicas adecuadas. Sin embargo, estas resinas son difíciles de pulir y el brillo superficial se pierde con rapidez.⁴⁹

Resinas de Nanorelleno: Este tipo de resinas son un desarrollo reciente, contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01µm), este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm.⁴⁴ El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrecen alta translucidez, pulido superior, similar a las resinas de microrelleno pero manteniendo propiedades físicas y resistencia al desgaste equivalente a las resinas híbridas. Por estas razones, tienen aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior.^{50 51}



Esquema de la tecnología del nanorelleno. A) Partículas nanométricas, B) Partículas nanoclusters, C) Partículas híbridas. TPP: Tamaño promedio de las partículas.

Tipo de resina	Tamaño del relleno (µm)	Material de relleno
Macrorelleno	10-40	Cuarzo o vidrio
Microrelleno	0.01-0.1	Sílice coloidal
Híbrida	15-20 y 0.01-0.05	Vidrio y sílice coloidal
Híbridos modernos	0.5-1 y 0.01-0.05	Vidrio, zirconio y sílice coloidal
Nanorelleno	<0.01 (10nm)	Sílice o zirconio

Principales tipos de resinas compuestas.¹

2.3.2 Por generación

Primera generación

Las primeras resinas compuestas aparecidas en el comercio se caracterizaron por una fase orgánica compuesta por Bis- GMA y un refuerzo de macropartículas de 8- 10 µm en promedio en forma de esferas y prismas de vidrio en un porcentaje



del 70%. Mejoraron la resistencia al desgaste pero no tenían buena capacidad de pulido y se pigmentaban rápidamente. En la actualidad no se cuenta con productos comerciales de esta generación.

Segunda generación

Se aumentó el porcentaje de la fase orgánica, es la generación de las resinas de micropartícula. Inicialmente tuvieron un tamaño promedio de 0,04 μm . actualmente se usan tamaños ligeramente mayores, 0,05 a 0,1 μm , de todas formas de dispersión coloidal no visible al ojo humano. La adición de estas micropartículas coloidales toma el material extremadamente viscoso y difícil de manipular es por eso que se han creado formas de realizarla sin que comprometa las propiedades físicas. Con esta generación mejoraron la capacidad de pulido pero disminuyó la resistencia al desgaste al tener que aumentar la proporción de matriz.

Tercera generación

Corresponde a los híbridos, donde se incluyen en la fase inorgánica diferentes tamaños de partícula y diferente composición química. La mezcla de diferentes tamaños de partículas mejora considerablemente la textura superficial y la capacidad de pulimento, problema inherente a las primeras fórmulas de macropartículas, que no podían pulirse, ocasionando superficies rugosas aptas para el anclaje de pigmentos y placa.

Cuarta generación

Corresponde al grupo de resinas compuestas las cuales vienen en alto porcentaje de refuerzo inorgánico con base en vidrios cerámicos y vidrios metálicos. Son las resinas compuestas para posteriores.

Quinta generación

Son resinas compuestas para posteriores, para ser utilizadas en forma indirecta, procesadas en calor y presión o combinaciones con luz, calor, presión, etc.

Sexta generación

Son los sistemas contemporáneos llamados también resinas compuestas microhíbridas y nanohíbridas.

Séptima generación

Son las resinas compuestas de nanotecnología o de nanorrelleno. ²¹

TIPOS	SISTEMAS ADHESIVOS			
	ACONDICIONAMIENTO TOTAL		AUTOACONDICIONADO	
	1	2	3	4
Nº DE ETAPAS	4	3	2	1
GENERACIÓN	4 ^a	5 ^a	5 ^a a	6 ^a y 7 ^a

Clasificación simplificada de adhesivos, modificada de Combe (2009). ²⁴

2.3.3 Por su sistema de activación

Resinas compuestas de autocurado

En el proceso de activación química, una amina terciaria aromática es quien activa la reacción de polimerización, que al actuar sobre el peróxido de benzoilo, permite la producción de radicales libres que reaccionarán sobre el monómero en el inicio del proceso, a temperatura ambiente. ⁵²

Resinas compuestas de fotocurado

Corresponde a los sistemas activados por luz visible. En estos sistemas una luz halógena, de longitud entre los 410 y 500 nm., activa a una α - dicetona, la canforoquinona, que en presencia de una amina alifática, inicia la reacción de polimerización. En otras palabras, los fotones actúan sobre la canforoquinona, que reacciona liberando radicales libres, los que a su vez inician el proceso de polimerización del monómero presente.⁵³

Las resinas compuestas foto activadas poseen numerosas ventajas en comparación a las resinas compuestas de auto polimerización, entre las cuales se puede mencionar la menor cantidad de monómero residual que se encuentra posterior al proceso de polimerización, un proceso de polimerización más rápido, la capacidad que posee la luz de atravesar las estructuras dentarias, y proporcionar una mayor estabilidad de color.²⁸

Resinas compuestas de activación dual

Corresponden a la combinación de distintos sistemas de polimerización, tales como calor – presión, luz – presión, calor – luz, o foto – auto polimerización, siendo esta última combinación la más utilizada hoy en día en las resinas compuestas destinadas a la fijación de estructuras indirectas en boca.⁵⁴

Resinas compuestas termoactivadas. Corresponde a la activación por calor o por un alza en la temperatura del material previamente moldeado y por esta razón son utilizadas principalmente como material para la confección de estructuras indirectas.⁵³ Sin embargo, la clasificación más usada para las resinas compuestas es aquella basada en el tamaño de sus partículas de relleno.⁵⁵

2.3.4 Por su consistencia

Resinas compuestas convencionales

Corresponden a un grupo de resinas compuestas que poseen una viscosidad intermedia. Esta característica está dada por la cantidad de relleno presente en su estructura, la que corresponde a un 72% - 82% en peso, y a un 60% - 68% en volumen. Tienen un bajo índice de desgaste, alta elasticidad y resistencia a la fatiga.⁵⁶

Resinas compuestas empacables

Corresponden a aquellos composites con una estructura similar a la de cualquier resina, donde la porción inorgánica o de relleno constituye el 77% a 83% en peso y 65% a 71% en volumen. Poseen una malla polimérica rígida (fibras cerámicas porosas silanizadas conectadas entre sí que permiten el infiltrado de la matriz orgánica entre ellas), lo que brinda una viscosidad similar a la de la amalgama. Debido a su alto contenido de relleno, se hace necesario condensar el material para lograr su adaptación a la cavidad a restaurar. Son altamente resistentes al desgaste y a la fatiga, con un alto módulo de elasticidad que las hace comportarse como resinas rígidas.⁵⁶

Sus ventajas son, la posibilidad de ser condensadas (como la amalgama de plata), mayor facilidad para obtener un buen punto de contacto y una mejor reproducción de la anatomía oclusal. Su comportamiento físico-mecánico es similar al de la amalgama de plata, superando a las de los composites híbridos.⁵⁷ Sin embargo, su comportamiento clínico, según estudios de seguimiento es similar al de los composites híbridos.⁵⁸ Como principales inconvenientes destacan la difícil adaptación entre una capa de composite y otra, la dificultad de manipulación y la poca estética en los dientes anteriores. Su principal indicación radica en la restauración de cavidades de clase II con el fin de lograr, gracias a la técnica de condensación, un mejor punto de contacto.

Resinas compuestas fluidas

Son resinas compuestas de baja viscosidad, es decir, más fluidas que la resina compuesta convencional. Para poder alcanzar esta característica, se les disminuyó el porcentaje de relleno inorgánico y se eliminó de su composición algunas sustancias o modificadores reológicos, con lo cual mejora su manipulación. La cantidad de relleno que poseen es de 51% a 65% en peso y de 36% a 50% en volumen. Esto les confiere un bajo módulo de elasticidad y una gran flexibilidad. Son de fácil pulido y poseen una baja resistencia al desgaste.

Además producen alta humectabilidad de la superficie dental, asegurando la penetración en todas las irregularidades del sustrato dentario, formando espesores de capa mínimos que eliminan el atrapamiento o inclusión de aire en su interior.⁵⁹

2.4 Adhesión

La unión se efectúa por medio de un adhesivo que se une a la dentina y al esmalte conjuntamente, ésta unión se puede potenciar sobre la dentina con un preparado dentinario, denominado “primer”.

En una situación ideal ésta unión es físico-química producida generalmente por la hidroxiapatita; de esta manera se puede explicar que la adhesión sobre la dentina es menor que sobre el esmalte y que la cantidad de unión disminuye en capas profundas menos mineralizadas. También son posibles las uniones de trama orgánica que contienen los genes adhesivos.²²

2.5 Propiedades

Resistencia al desgaste

Es la capacidad que poseen las resinas compuestas de oponerse a la pérdida superficial, como consecuencia del roce con la estructura dental, el bolo alimenticio o elementos tales como cerdas de cepillos y palillos de dientes.⁶⁰ Esta deficiencia no tiene efecto perjudicial inmediato pero lleva a la pérdida de la forma anatómica de las restauraciones disminuyendo la longevidad de las mismas.⁶¹ Esta propiedad depende del tamaño, la forma y el contenido de las partículas de relleno así como de la localización de la restauración en la arcada dental y las relaciones de contacto oclusales.⁶² Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno, menor el tamaño y mayor la dureza de sus partículas, la resina tendrá menor desgaste.⁶³

Leinfelder y Col.⁶⁴ explican el fenómeno de la siguiente manera: Dado que el módulo elástico de la resina es menor que el de las partículas de relleno, las partículas que conforman el relleno son más resistentes al desgaste, comprimen la matriz en los momentos de presión (como las cargas cíclicas) y esto causa el desprendimiento de partículas de relleno y del agente de conexión silano, exponiéndose la matriz, la cual es más susceptible al desgaste. Este fenómeno por pérdida de partículas de la superficie es conocido como "plucking out".

Textura superficial

Se define la textura superficial como la uniformidad de la superficie del material de restauración⁶⁵, es decir, en las resinas compuestas la lisura superficial está relacionada en primer lugar con el tipo, tamaño y cantidad de las partículas de relleno y en segundo lugar con una técnica correcta de acabado y pulido. Una

resina rugosa favorece la acumulación de placa bacteriana y puede ser un irritante mecánico especialmente en zonas próximas a los tejidos gingivales.⁶⁶ En la fase de pulido de las restauraciones se logra una menor energía superficial, evitando la adhesión de placa bacteriana, se elimina la capa inhibida y de esta forma se prolonga en el tiempo la restauración de resina compuesta.⁶³

Coeficiente de expansión térmica

Es la velocidad de cambio dimensional por unidad de cambio de temperatura.⁵² Cuanto más se aproxime el coeficiente de expansión térmica de la resina al coeficiente de expansión térmica de los tejidos dentarios, habrá menos probabilidades de formación de brechas marginales entre el diente y la restauración, al cambiar la temperatura. Un bajo coeficiente de expansión térmica está asociado a una mejor adaptación marginal. Las resinas compuestas tienen un coeficiente de expansión térmica unas tres veces mayor que la estructura dental, lo cual es significativo, ya que, las restauraciones pueden estar sometidas a temperaturas que van desde los 0° C hasta los 60° C.⁶⁷

Sorción acuosa (adsorción y absorción) y expansión higroscópica.

Esta propiedad está relacionada con la cantidad de agua adsorbida por la superficie y absorbida por la masa de una resina en un tiempo y la expansión relacionada a esa sorción.⁶⁸ La incorporación de agua en la resina, puede causar solubilidad de la matriz afectando negativamente las propiedades de la resina fenómeno conocido como degradación hidrolítica.³¹ Dado que la sorción es una propiedad de la fase orgánica, a mayor porcentaje de relleno, menor será la sorción de agua.⁶⁹ Baratieri⁷⁰ y Anusavice refieren que la expansión relacionada a la sorción acuosa es capaz de compensar la contracción de polimerización. Las resinas Híbridas proporcionan baja sorción acuosa.

Resistencia a la fractura

Es la tensión necesaria para provocar una fractura (resistencia máxima). Las resinas compuestas presentan diferentes resistencias a la fractura y va a depender de la cantidad de relleno, las resinas compuestas de alta viscosidad tienen alta resistencia a la fractura debido a que absorben y distribuyen mejor el impacto de las fuerzas de masticación.⁷¹



Resistencia a la compresión y a la tracción

Las resistencias a la compresión y a la tracción son muy similares a la dentina. Está relacionada con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor resistencia a la compresión y a la tracción.⁷²

Módulo de elasticidad

El módulo de elasticidad indica la rigidez de un material. Un material con un módulo de elasticidad elevado será más rígido; en cambio un material que tenga un módulo de elasticidad más bajo es más flexible. En las resinas compuestas esta propiedad igualmente se relaciona con el tamaño y porcentaje de las partículas de relleno: A mayor tamaño y porcentaje de las partículas de relleno, mayor módulo elástico.⁷¹

Estabilidad del color

Las resinas compuestas sufren alteraciones de color debido a manchas superficiales y decoloración interna. Las manchas superficiales están relacionadas con la penetración de colorantes provenientes principalmente de alimentos y cigarrillo, que pigmentan la resina. La decoloración interna ocurre como resultado de un proceso de foto oxidación de algunos componentes de las resinas como las aminas terciarias.⁷³ Es importante destacar que las resinas fotopolimerizables son mucho más estables al cambio de color que aquellas químicamente activadas.

Radiopacidad

Un requisito de los materiales de restauración de resina es la incorporación de elementos radio opacos, tales como, bario, estroncio, zirconio, zinc, iterbio, itrio y lantano, los cuales permiten interpretar con mayor facilidad a través de radiografías la presencia de caries alrededor o debajo de la restauración.

Contracción de polimerización

La contracción de polimerización es el mayor inconveniente de estos materiales de restauración.⁷⁴ Las moléculas de la matriz de una resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de polimerizar por una distancia promedio de 4 nm (distancia de unión secundaria), al polimerizar y establecer uniones covalentes entre sí, esa distancia se reduce a 1.5 nm (distancia de unión covalente). Ese "acercamiento" o reordenamiento espacial de los monómeros (polímeros) provoca la reducción volumétrica del material.⁷⁵

SonicFill

Es un composite de alta viscosidad, baja contracción, y gran profundidad de polimerización, permitiendo fotoactivar incrementos de hasta 5mm. Está diseñado para ser aplicado directamente en la cavidad, logrando la restauración con un único incremento. ⁽⁷⁶⁾

Es un producto innovador que mezcla material y tecnología en un mismo proceso. Está constituido por una resina compuesta con alta carga de relleno y modificadores especiales que reaccionan con energía sónica, aplicada a través de una pieza de mano (KaVo) creada específicamente para SonicFill (fig. 1).



Figura 1. Kit SonicFill

Al aplicar dicha energía a través de una pieza de mano específica KaVo, los modificadores provocan la licuefacción de la resina, disminuyendo drásticamente la viscosidad de la masa en un 87%, incrementando la fluidez del material, lo que permite una rápida inserción y óptima adaptación a las paredes de la cavidad. Cuando la energía sónica cesa, el composite recupera gradualmente su consistencia inicial, lo que agregado a su naturaleza no adherente y firme, permite un modelado rápido y sencillo. Los altos niveles de foto-iniciadores del material permiten alcanzar una polimerización completa a 5mm de profundidad.

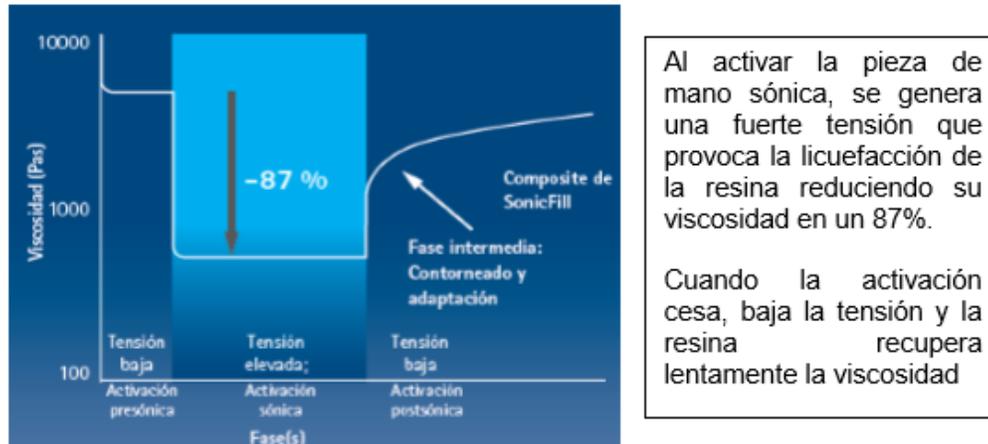


Figura 2. Viscosidad SonicFill (Kerr) según el estado de activación sónica.⁽¹⁷⁾

SonicFill está indicado para restaurar toda clase de preparaciones cavitarias en dientes posteriores con dimensiones menores o iguales a 5 mm de profundidad, disminuyendo los tiempos y simplificando el proceso operatorio, sin comprometer la calidad. ⁽¹⁷⁾

2.6 Herculite

Es una resina universal para restauraciones en posteriores y anteriores. “Relleno Prepolimerizado (PPF) En nuestra PPF patentada se combinan una resina de baja contracción, vidrio de bario y nanopartículas, que lo convierte en un material que tiene el tamaño ideal para incrementar la carga de relleno, de modo que el desprendimiento de partículas o desgaste natural no representa ningún problema”.

Relleno de Point 4 (Relleno de vidrio de bario de 0.4 μm tamaño promedio). ⁷⁷



Figura 1. Kit Herculite Précis ⁷⁷

2.7 Sistemas adhesivos OptiBondS

Grabado total, adhesivo dental de un solo componente.

Un agente de fijación monodosis para casi cualquier aplicación clínica. Solo Plus, basado en etanol y relleno en un 15% de partículas de vidrio de bario con relleno patentado de 0,4 micras (que se encuentra también en el composite Kerr Point 4), refuerza los túbulos dentinarios a una profundidad mucho mayor que los sistemas sin relleno o de nanorrelleno. Esto significa una mayor estabilidad a largo plazo y una resistencia de la fijación extraordinaria en aplicaciones directas o indirectas. ⁷⁸



Figura 1. OptiBondS ⁷⁸

2.8 Lámpara de fotopolimerización Bluephase N



Figura 1. BluephaseN ⁷⁹



Para cubrir por completo todo el rango de longitud de onda y proporcionar una intensidad de luz de 1,200 mW/cm², la lámpara de polimerización LED Bluephase N establece los más altos estándares. Reúne todas las demandas del procedimiento dental del día a día gracias a sus múltiples innovaciones.

Gracias a la tecnología revolucionaria Polywave, por ejemplo, esta lámpara de polimerización puede usarse para todas las indicaciones en cualquier situación. Además, la función Click & Cure permite una operación continua sin interrupción – incluso en un procedimiento de tratamiento restaurativo directo e indirecto.

Ventajas

- Polywave LED con un espectro de banda igual al halógeno de 385 a 515 nm
- Indicado para una polimerización rápida de todos los sistemas de fotoiniciadores
- Para todas las indicaciones gracias al enfriamiento continuo
- Click & Cure para una operación de emergencia sin batería con la fuente de alimentación.
- Conducto de luz giratorio de 10mm para un acceso óptimo a todas las áreas restauradas.

Indicaciones

- Indicado para la polimerización de materiales dentales fotopolimerizables en el rango de longitud de onda de 385 – 515 nm

Estos materiales incluyen los restaurativos, adhesivos, bases, liners, selladores de fisuras, provisionales, así como materiales de cementación de brackets y restauraciones indirectas, tales como inlays de cerámica. ⁷⁹

IV. PLANTEAMIENTO DE PROBLEMA

Un gran inconveniente de las resinas compuestas es su contracción de polimerización, la cual induce tensiones en la interfase diente-restauración, generando así sensibilidad post operatoria, desajuste marginal y/o desadaptación, con la consecuente colonización bacteriana y formación de caries secundaria.

Por lo anterior nos planteamos el siguiente cuestionamiento:

¿Las resinas BulkFill tendrán mejor adaptación a las paredes internas del diente?

V. JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

Recientemente han aparecido las resinas “bulk-fill” que se utilizan con técnica monoincremental o “en bloque”, aplicando espesores de hasta 4-5 mm para realizar la restauración. SonicFill (Kerr, USA), un material que presenta alto contenido de relleno en peso (83,5%) y utiliza una pieza de mano que emite energía sónica, permite disminuir la viscosidad del material, lo que aumentaría su adaptación a las paredes cavitarias.

VI. OBJETIVOS

General:

Determinar la adaptación marginal de cavidades obturadas con dos tipos de resinas de la casa Kerr (convencional y BulkFill)

Específicos:

- Valorar la adaptación marginal de una resina convencional (Herculite) colocada con la técnica incremental
- Valorar la adaptación marginal de una resina Bulk Fill (SonicFill) colocada con la técnica monoincremental
- Comparar los resultados arrojados por las dos técnicas: convencional incremental y monoincremental

VII. HIPÓTESIS

Ho

Los dientes obturados con técnica monoincremental empleando resina BulkFill tendrán mejor adaptación marginal que los obturados con la resina convencional con la técnica incremental.

Hn

Los dientes obturados con técnica monoincremental empleando resina BulkFill no tendrán mejor adaptación marginal que los obturados con la resina convencional con la técnica incremental

VIII. VARIABLES

Dependientes

- Composición de la resina
- Color de la resina
- Presión ejercida por la pieza ultrasónica
- Potencia de la lámpara

Independientes

- Tiempo de polimerización
- Tiempo de grabado ácido
- Distancia de la punta de la lámpara
- Técnica de colocación
- Fuerza de condensación al obturar

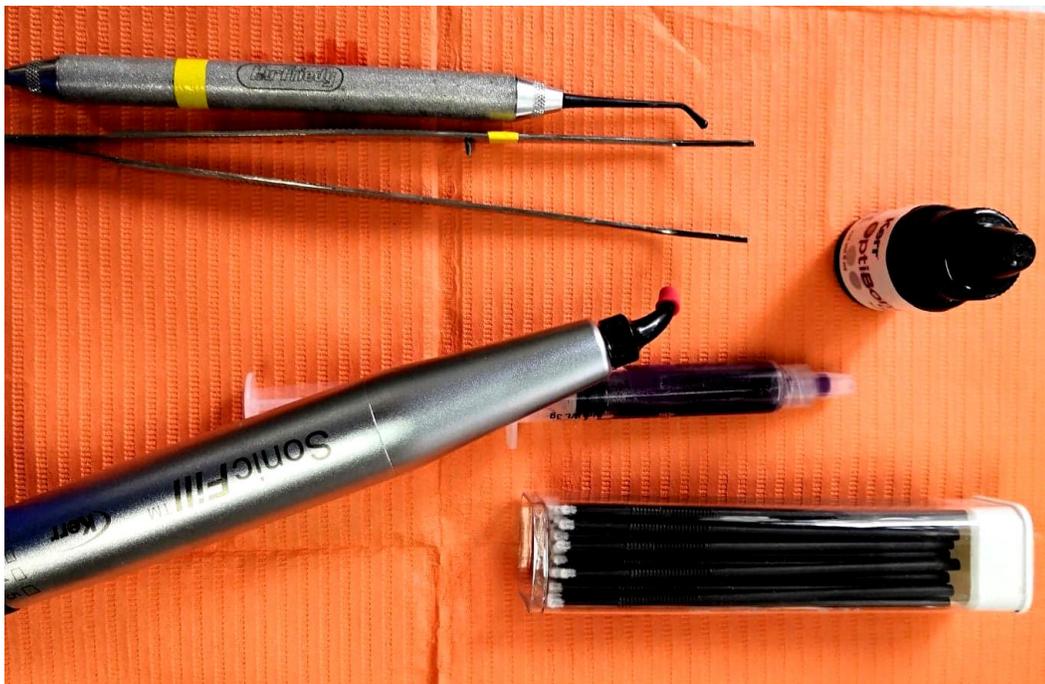
IX. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN

Los de inclusión fueron los siguientes: Terceros molares extraídos libres de caries, libres de restauraciones, con la corona completa o en buen estado físico para realizar cavidades clase II.

Los de exclusión incluyeron dientes que no sean terceros molares, dientes con caries, restauraciones previas o bien, desgastados como pilares de prótesis, con presencia de lesiones por traumatismos, enfermedades pulpares presentes o morfología anómala.

Los criterios de eliminación, se incluyen los dientes que al momento de hacer los cortes longitudinales se hayan roto en la zona a valorar, los dientes que se tiñeran de más y no se pudieran observar al microscopio y dientes en los cuales se desprendió la resina.

X. MUESTREO



Esquema 1. Material e instrumental utilizado

Para el estudio de filtración, se utilizó una muestra de 15 terceros molares sin presencia caries, lesiones traumáticas, enfermedades pulpares, restauraciones previas o morfología anómala, recién extraídos.

Antes de realizar las preparaciones biológicas los dientes fueron sometidos a limpieza, para la remoción y eliminación de restos de tejido periodontal, y tejidos blandos adheridos.

En cada uno de los molares se tallan 2 preparaciones cavitarias proximales clase II, según la clasificación de Black, comprometiendo las superficies ocluso-mesial y ocluso-distal. Las preparaciones fueron estandarizadas de forma tal que ambas cavidades quedaran simétricas. Las dimensiones de la configuración cavitaria fueron las siguientes: se talló la pared proximal desde oclusal hacia cervical, hasta alcanzar una extensión de 4 mm, dejando el borde gingival como mínimo a 1 mm por sobre el Límite Amelo-Cementario (LAC), el ancho vestibulo-palatino fue de 2.5 mm, y la profundidad axial de 2 mm, quedando todo el ángulo cavo superficial en esmalte y la pared axial en dentina. (Figura 1)

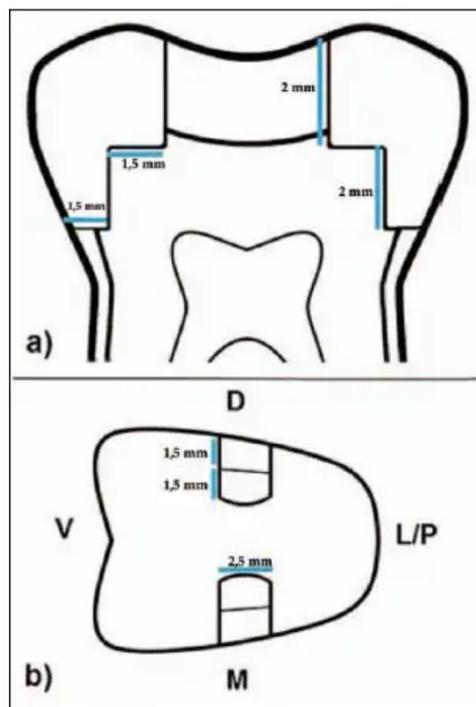


Figura.1 Dimensiones de las preparaciones cavitarias. a) Vista longitudinal b) Vista oclusal. V: Vestibular; L/P: Lingual/Palatino; D: Distal; M: Mesial.



Figura 2. Dientes con cavidades clase II



Figura 3. Diente con cavidades clase II



Figura 4. Cavidades clase II



Figura 5. Cavidades clase II vista superior

Acto seguido se realizó un acondicionamiento total de la superficie dentinaria con ácido fosfórico al 37% en gel (fig.6), aplicando en esmalte durante 30 segundos y posteriormente en dentina 15 segundos, aplicando la cantidad suficiente dentro de la preparación (fig. 7,8)



Figura 6. Ácido fosfórico 37%



Figura 7. Cavidad Mesial vista lateral

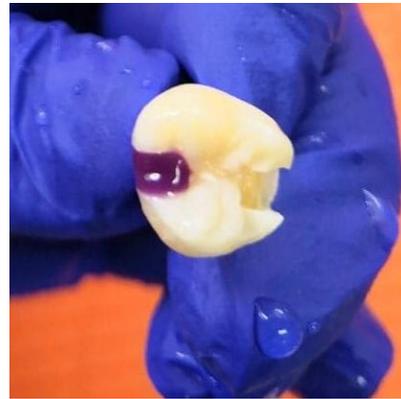


Figura 8. Cavidad Mesial vista superior

Luego se empleó abundante agua para eliminar completamente el ácido utilizado, y se procedió a retirar de la superficie dentinaria el exceso de agua a través de la jeringa triple.

Aplicación del adhesivo

Posterior al grabado se aplicó una primera capa de adhesivo Optibond S (fig. 9) mediante un microbrush, frotando y esparciendo el material durante 20 segundos, procurando abarcar toda la preparación (fig. 10), seguido de un soplado suave que permitió homogenizar y escurrir el material por toda la cavidad eliminando así mismo el solvente; y por medio de una lámpara LED, fotoactivar el adhesivo por 20 segundos.



Figura 9. OptiBond S



Figura 10. Colocación de adhesivo

El uso de la lámpara tuvo previamente una revisión mediante el uso de un radiómetro obteniendo 800mw/cm^2 de intensidad de la misma (fig. 11).



Figura 10. Lámpara Bluephase N



Figura 11. Radiómetro.

Posteriormente se procedió a obturar, rellenando la cavidad mesial (fig.13-16) con un solo bloque de SonicFill (Kerr), con ayuda de la pieza ultrasónica (fig.12) en velocidad 2 como lo indica el fabricante.



Figura 12. Pieza Ultrasónica.

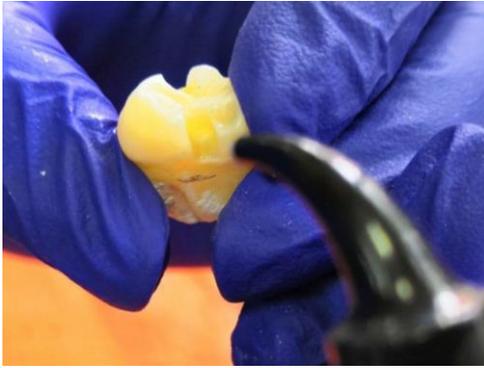


Figura 13. Cavity Mesial



Figura 14. Relleno de cavidad mesial



Figura 15. Modelado de restauración



Figura 16. Restauración mesial terminada

Las preparaciones distales se restauran con resina compuesta convencional Herculite Precis (fig.17), utilizando la técnica incremental.



Figura 17. Kit Herculite Precis

Previo a iniciar la obturación, las cavidades distales de los molares fueron sometidas a los mismos procedimientos adhesivos y preoperatorios, descritos anteriormente para las cavidades mesiales (fig.18,19).



Figura 18. Vista coronal cavidad Distal



Figura 19. Vista lateral cavidad distal

En el proceso de obturación realizado con la técnica incremental se comenzó agregando una pequeña cantidad de resina compuesta en el fondo cavitario, para luego condensarla hacia una de las paredes vestibular, lingual o palatina (fig.20), y en seguida fotopolimerizar el material por 20 segundos, inmediatamente se añadió un segundo incremento de resina el cual fue condensado hacia el fondo cavitario (fig.21) y luego hacia la pared contralateral, para fotopolimerizar nuevamente por 20 segundos.

Posteriormente se agregaron dos incrementos adicionales aplicándolos del mismo modo recién descrito (fig. 22).



Figura 20.

Diente con cavidad



Figura 21.

Primer incremento



Figura 22.

Segundo incremento



Figura 23.

Diente restaurado

Finalmente se agregó un quinto incremento de resina para sellar la cavidad completamente y fotopolimerizar la obturación obtenida durante 20 segundos (fig.23)



Figura 24. Diente restaurado Figura 25. Anatomía oclusal restaurada

Posterior a las obturaciones ya realizadas, se almacenan las muestras en un ambientador a 37°C y humedad relativa de 95-100% hasta su siguiente paso, previamente etiquetadas (fig. 26-28).

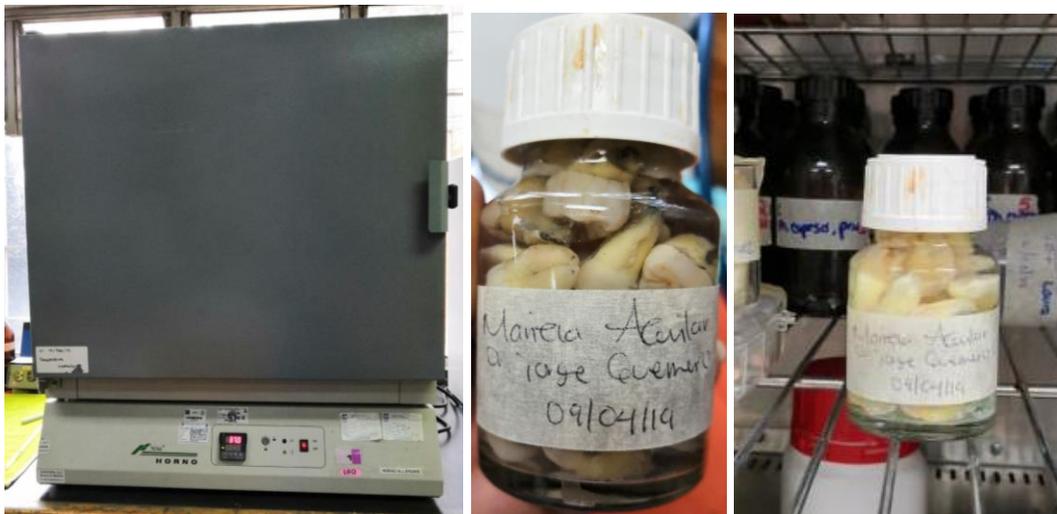


Figura 26. Ambientador

Figura 27, 28. Muestras etiquetadas

El siguiente procedimiento consistió en someter los dientes muestra a diferentes cambios de temperatura en una máquina de termociclado (fig.29) durante 500 ciclos; consistía en colocarlos en una canastilla (fig. 30) que mantenía los dientes en un constante movimiento cambiando de un contenedor con agua caliente a 55°

(fig.31, 32) y a un contenedor de agua fría a una temperatura de 2-5° (fig.33) durante 20 segundos en cada uno. Previo al inicio controlamos la temperatura de los contenedores, verificando la misma con un termómetro. Todo esto con la intención de simular el medio bucal y envejecer a la resina.



Figura 29. Máquina de termociclado



Figura 30. Canastilla contenedor de muestra



Figura 31. Contenedor de
agua caliente



Figura 32. Termómetro
utilizado



Figura 33. Contenedor de
agua fría

Posteriormente, se barnizaron en su totalidad con una capa de barniz de uñas, 1mm por fuera de la periferia de la restauración (fig.34-37).



Figura 34.

Vista lateral

Figura 35.

Vista oclusal

Figura 36.

Vista oclusal

Figura 37.

Vista lateral

Los especímenes se colocaron en azul de metileno al 2% durante 24 horas a 27°C (fig.38, 39) y transcurrido este tiempo se sacaron del colorante y se lavaron con abundante agua.



Figura 38. Vista frontal muestras en tinción



Figura 39. Bloque de tres muestras



Figura 40. Vista lateral superior de muestras en tinción



Figura 41.

Vista superior



Figura 42.

Vista superior



Figura 43.

Vista lateral superior



Figura 44.

Vista lateral completa



Figura 45.

Vista lateral coronal



Figura 46.

Vista superior

Se lavaron con abundante agua y se retiraron los excedentes de la tinción (fig. 41-46).

Se colocaron los dientes muestra sobre una regla adheridos con acrílico para pasarlos a una cortadora mecánica con irrigación (fig. 47).



Figura 47. Recortadora utilizada propiedad del laboratorio de materiales

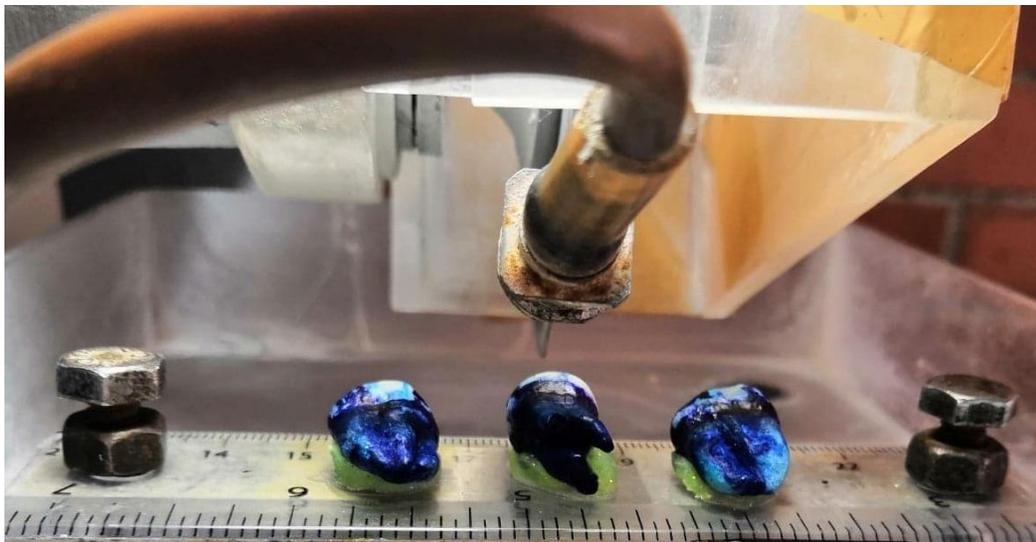


Figura 48. Dientes muestra durante el proceso de corte

Se realizaron estos cortes en sentido ocluso-apical con ayuda de un disco de diamante (fig. 48), atravesando el molar de manera que quedara en dos partes una vestibular y una lingual o palatina (fig. 49-54), con la intención de que el mismo corte mostrara las dos resinas que fueron colocadas para posteriormente llevar esa muestra al microscopio.

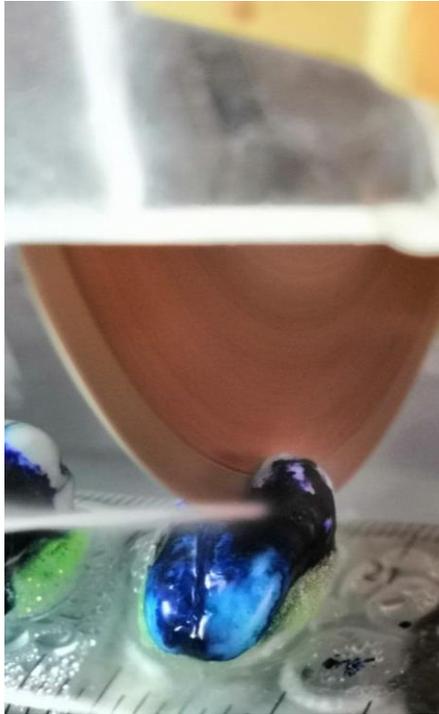


Figura 49. Irrigación lateral

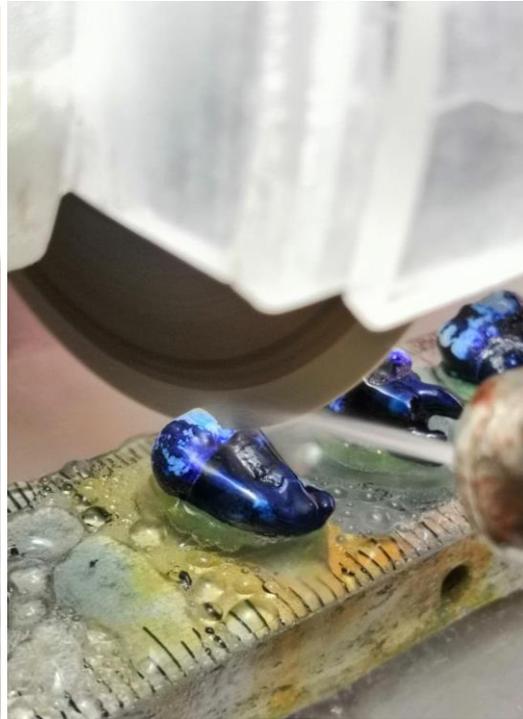


Figura 50. Irrigación frontal

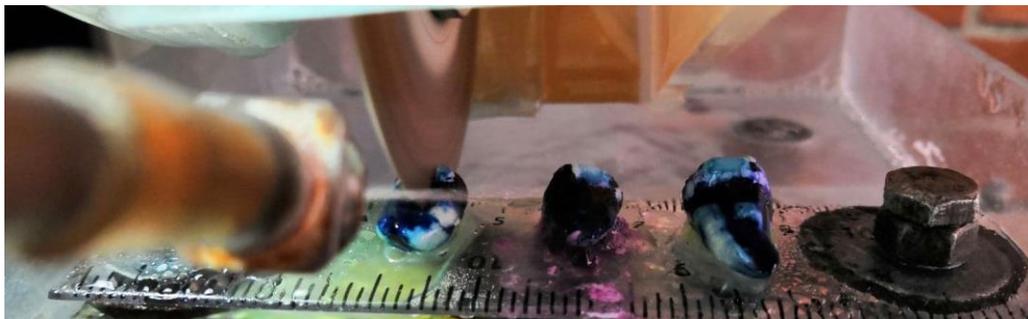


Figura 51. Corte en sentido apico-coronal mediante disco



Figura 52. Dientes muestra cortados con disco, vista frontal

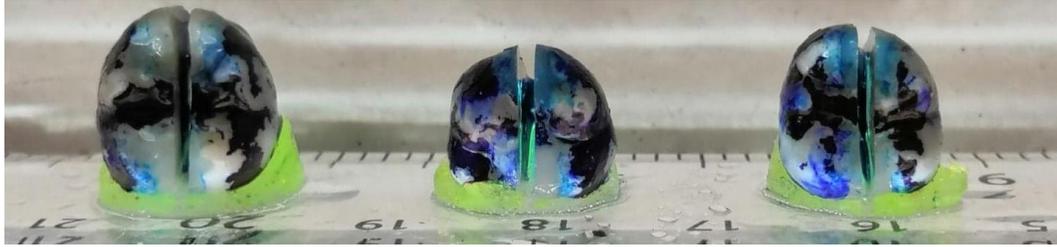


Figura 53. Dientes muestra cortados con disco, vista coronal



Figura 54. Corte sagital obtenido con la recortadora

Se observaron las muestras en un microscopio marca LOMO a 32X (fig. 58), así se evaluó la filtración marginal existente, la cual se midió tomando en cuenta que cada 3 líneas equivalía a 100 micras al convertirlo haciendo la sumatoria de todas las superficies en donde penetró el colorante en la interfase diente- restauración.

Se colocan sobre un porta objetos y con ayuda de un paralelizador (fig. 55-57) se acomodan antes de llevarlas al microscopio.



Figura 55. Paralelizador vista completa frontal



Figura 56. Corte longitudinal de diente

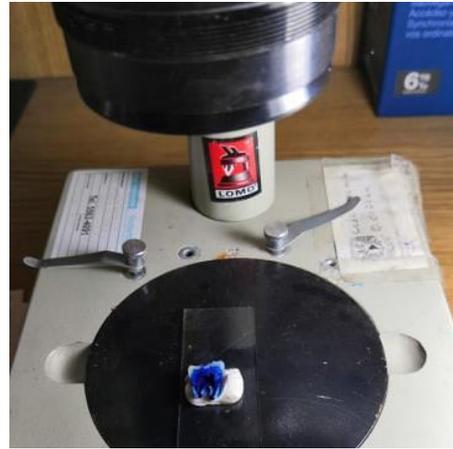


Figura 57. Laminilla de trabajo sobre microscopio

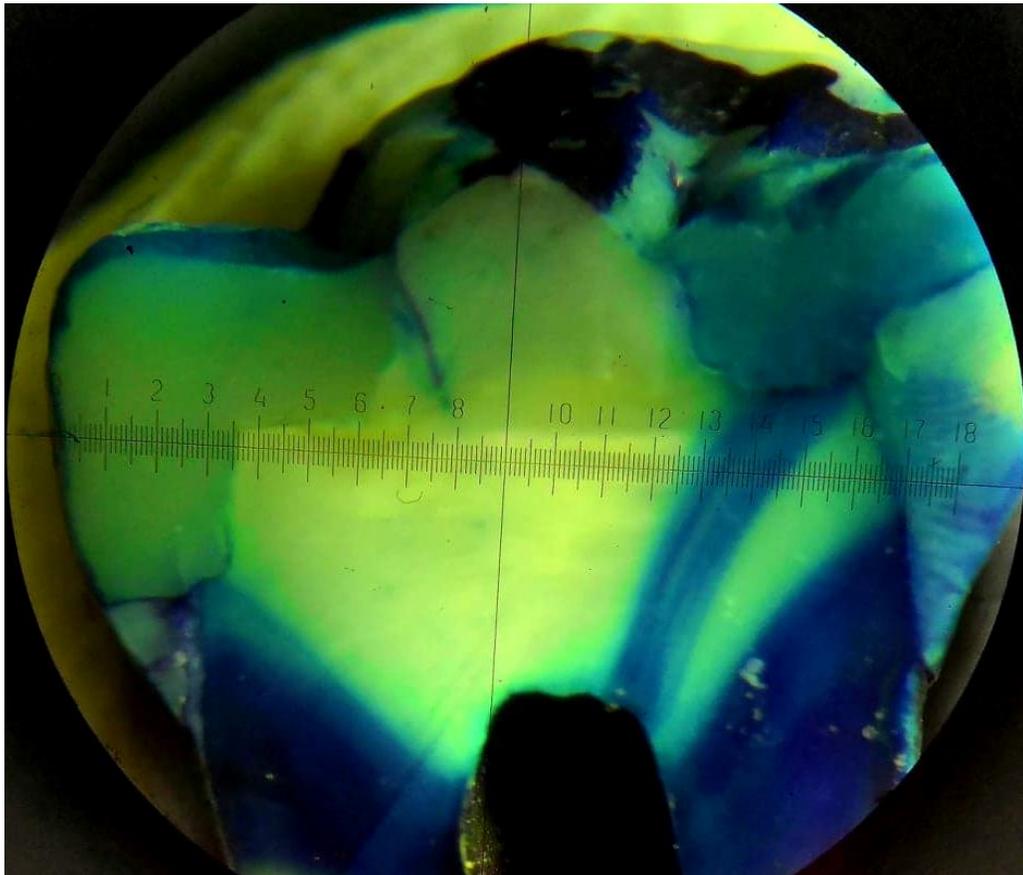


Figura 58. Vista frontal de la parte coronal del diente mostrando las dos resinas

De esta manera con ayuda de la regla se mide tanto en sentido ocluso-apical como mesio-distal (fig. 59).

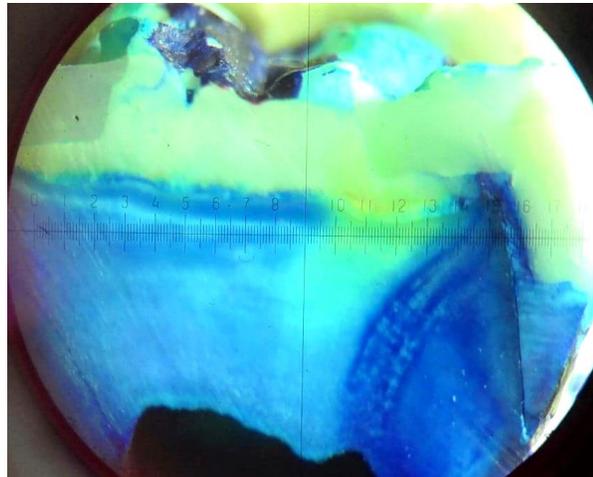


Figura 59. Regla en el microscopio utilizada para las mediciones

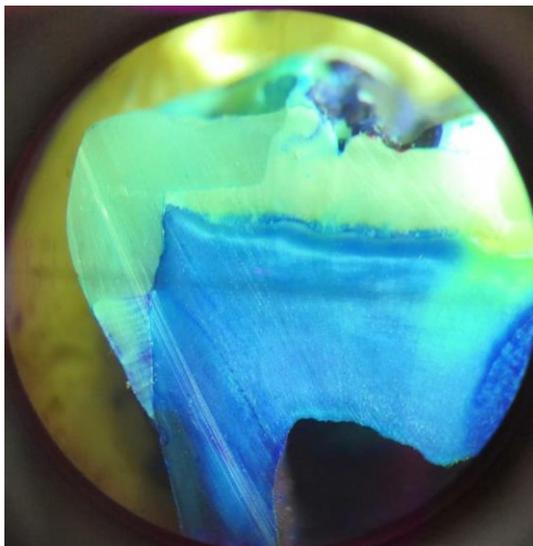


Figura 60. Cavidad clase II mesial (Sonic) (Herculite)

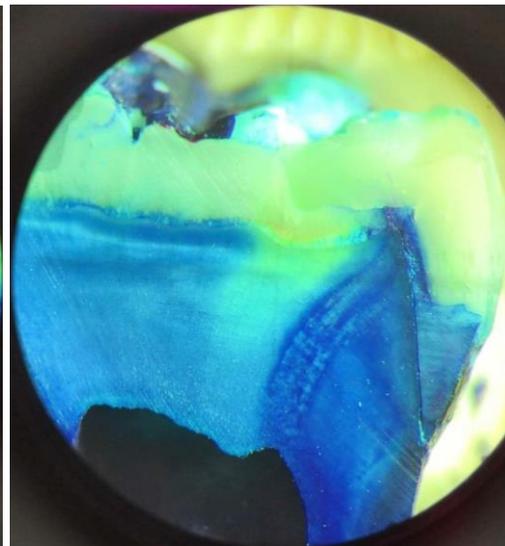


Figura 61. Cavidad clase II distal

Imagen del lado izquierdo corresponde a la obturación con SonicFill (fig.60) y la imagen del lado derecho a la obturación con HerculitePrecis (fig 61).

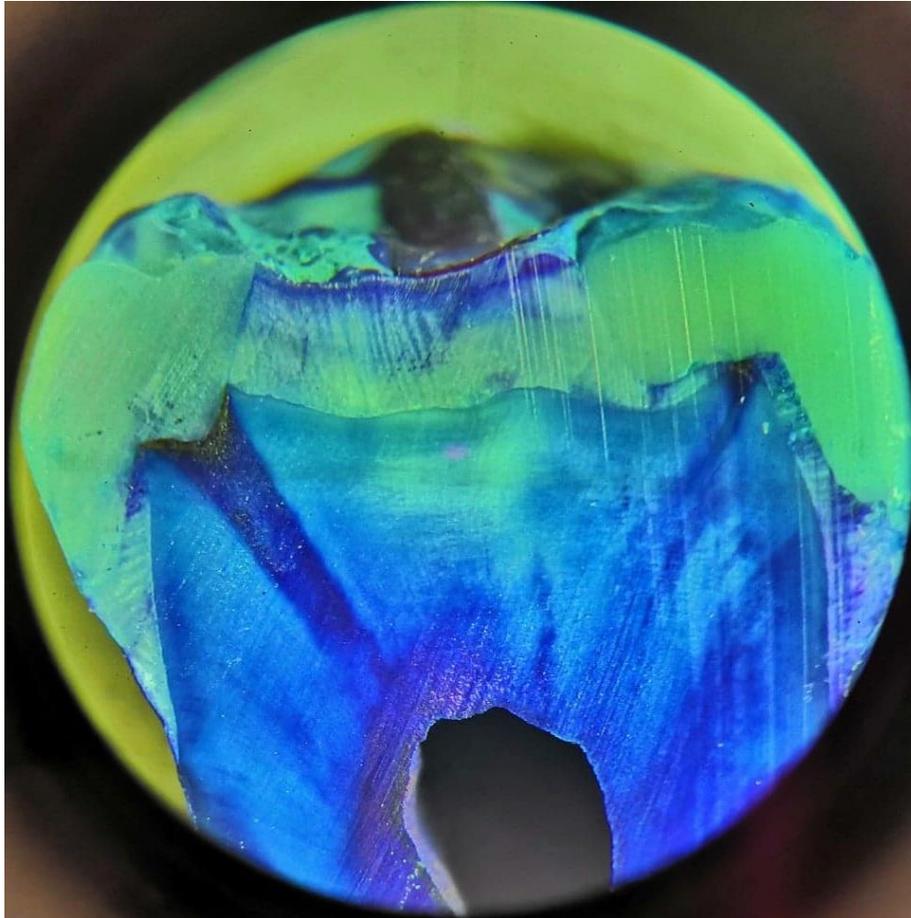


Figura 62. Corte sagital mostrando cavidades clase II

Corte sagital del molar donde observamos el grado de filtración marginal (figura 62).

XI. RESULTADOS

Los resultados fueron representados en tablas inicialmente a partir de las medidas obtenidas en el microscopio, convirtiéndolas en micras y así mismo obtener el porcentaje de filtración para cada diente y con cada una de las restauraciones en mm, tomando en cuenta que tres medidas en el microscopio equivalen a 100µm.



SonicFill presenta:

DIENTE	apico-coronal	mesio-distal	total	apico-coronal (mm)	mesio-distal (mm)	Total (mm)
1	48	0	48	1.6	0	1.6
2	33	41	74	1.1	1.3	2.4
3	48	37	85	1.6	1.2	2.8
4	0	26	26	0	0.86	0.86
5	16	23	39	0.53	0.76	1.3
6	42	24	66	1.4	0.8	2.2
7	0	0	0	0	0	0
8	40	10	50	1.3	0.3	1.6
9	35	9	44	1.1	0.3	1.4
10	73	0	73	2.4	0	2.4
11	36	0	36	1.2	0	1.2
12	33	23	56	1.1	0.76	1.8
13	44	0	44	1.4	0	1.4
14	21	31	52	0.7	1	1.7
15	23	30	53	0.76	1	1.7

HerculitePrecis presenta:

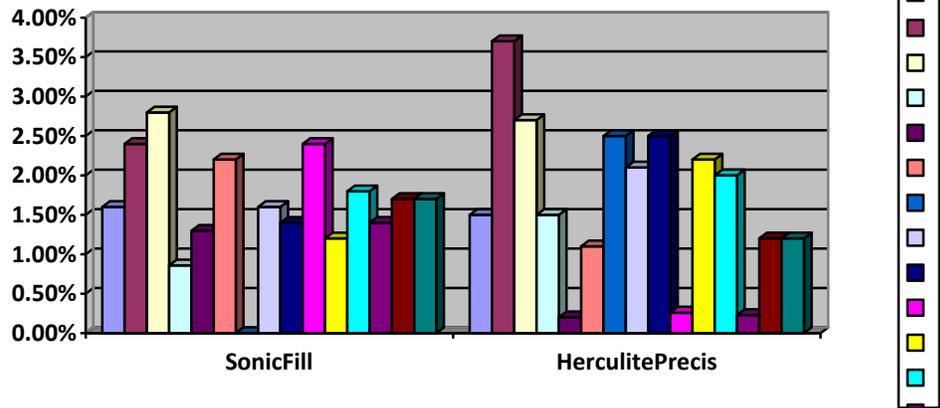
DIENTE	apico-coronal	mesio-distal	total	apico-coronal (mm)	mesio-distal (mm)	Total (mm)
1	30	15	45	1	0.5	1.5
2	61	51	112	2	1.7	3.7
3	47	34	81	1.56	1.13	2.7
4	30	16	46	1	0.5	1.5
5	6	0	6	0.2	0	0.2
6	33	0	33	1.1	0	1.1
7	53	23	76	1.76	0.76	2.5
8	32	31	63	1.06	1.03	2.1
9	35	42	77	1.1	1.4	2.5
10	0	8	8	0	0.26	0.26
11	34	34	68	1.1	1.1	2.2
12	24	36	60	0.8	1.2	2
13	2	5	7	0.6	0.16	0.23
14	16	20	36	0.53	0.66	1.2
15	0	37	37	0	1.2	1.2

Así mismo, realizamos la comparación de la filtración final o total entre ambas resinas y obteniendo la media en cada una.

	SonicFill	HerculitePrecis
Media	1.62	1.65

4.1 Análisis de resultados

DIENTE	SonicFill (mm)	HerculitePrecis (mm)
1	1.6	1.5
2	2.4	3.7
3	2.8	2.7
4	0.86	1.5
5	1.3	0.2
6	2.2	1.1
7	0	2.5
8	1.6	2.1
9	1.4	2.5
10	2.4	0.26
11	1.2	2.2
12	1.8	2
13	1.4	0.23
14	1.7	1.2
15	1.7	1.2



Éstos resultados de ambos grupos fueron sometidos a estudios de distribución utilizando el programa t de Student obteniendo lo siguiente:

Microfiltracion Apico-coronal

Normality Test: Passed (P = 0.153)

Equal Variance Test: Passed (P = 0.666)

Group	N	Missing
a-c So	15	0
a-c He	15	0

Group	Mean	Std Dev	SEM
a-c So	32.800	18.944	4.891
a-c He	26.867	19.045	4.917

Difference 5.933

t = 0.855 with 28 degrees of freedom. (P = 0.400)

Microfiltracion Mesio- distal

Normality Test: Passed (P = 0.070)

Equal Variance Test: Passed (P = 0.869)

Group	N	Missing
M-D So	15	0
M-D He	15	0

Group	Mean	Std Dev	SEM
M-D So	16.933	14.883	3.843
M-D He	23.467	15.905	4.107

Difference -6.533

t = -1.162 with 28 degrees of freedom. (P = 0.255)

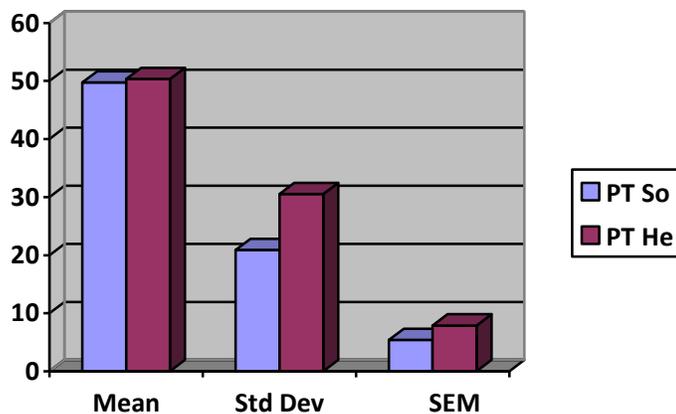
Microfiltracion total

Normality Test: Passed (P = 0.677)

Equal Variance Test: Passed (P = 0.097)

Group	N	Missing
PT So	15	0
PT He	15	0

Group	Mean	Std Dev	SEM
PT So	49.733	20.879	5.391
PT He	50.333	30.526	7.882



Difference -0.600

t = -0.0628 with 28 degrees of freedom. (P = 0.950)

Con base en los datos obtenidos que el test t Student con un intervalo de confianza del 95% para la diferencia de medias: -20.160 a 18.960, muestra que la diferencia en los valores medios de los dos grupos no es lo suficientemente grande como para rechazar la posibilidad de que la diferencia se deba a la variabilidad de muestreo aleatorio.

No hay una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos de entrada (P = 0.950).

1. HerculitePrecis presenta como media una filtración marginal en sentido apico-coronal de un 0.92mm de los dientes tomados como muestra en el presente estudio.
2. HerculitePrecis presenta como media una filtración marginal en sentido mesio-distal de un 0.77mm de los dientes tomados como muestra en el presente estudio.
3. SonicFill presenta como media una filtración marginal en sentido apico-coronal de un 1.07mm de los dientes tomados como muestra en el presente estudio.
4. SonicFill presenta como media una filtración marginal en sentido mesio-distal de un 0.55mm de los dientes tomados como muestra en el presente estudio.

XII. DISCUSIÓN

Los resultados del presente estudio, demuestran, que si hubo filtración marginal en ambos sistemas de resinas tanto en sentido apico-coronal como en sentido mesio-distal.

Expresando a través de la prueba estadística t Student que no tenemos diferencia significativas entre ambos.

Alb C y cols el 2010, probaron la microfiltración marginal bajo microscopía electrónica de barrido para un estudio que comparó tres resinas compuestas, con sus sistemas adhesivos, obteniendo también presencia de microfiltración.⁸⁰



En un estudio realizado en la Universidad de Chile en el año 2012 en el Departamento de Odontología Restauradora, se comparó la filtración marginal entre una resina convencional y una monoincremental, analizando los resultados mediante estudios de distribución normal con la prueba de Shapiro-Wilk en donde encontraron como resultado que no hay una diferencia realmente significativa entre los dos sistemas, sin embargo el promedio de porcentaje de infiltración de la resina SonicFill fueron menores que los valores promedio del porcentaje de infiltración de los logrados por la resina convencional Herculite. ⁸¹

En un artículo publicado en la Revista Dental de Chile en el año 2015, comparando el grado de sellado marginal entre una resina monoincremental y una resina convencional utilizando la misma técnica adhesiva, muestran como resultado diferencias significativas entre las dos técnicas obteniendo un mejor resultado con la técnica incremental. ⁸²

Por otro lado, el estudio realizado por Owens BM (2003), demostró diferencia significativa en el grado de filtración para la misma técnica y material restaurador, cuando la dentina es secada con un aplicador absorbente, que cuando la dentina es secada con aire mediante la jeringa triple.

Es necesario mencionar, que no existe evidencia científica sobre estudios experimentales similares al desarrollado, en el cual se evalúe el porcentaje de microfiltración marginal entre SonicFill (Kerr) y otras resinas compuestas existentes, con los cuales se puedan establecer comparaciones directas. Sin embargo, la evidencia encontrada cuenta con una serie de investigaciones realizadas entre la firma comercial Kerr y algunas universidades, otorgando ciertas experiencias que exponen resultados similares a los alcanzados en el trabajo mencionado anteriormente.

Es así como en las investigaciones efectuadas por Blunck U, se evaluó la adaptación marginal de SonicFill comparado con otros composites, utilizando diferentes adhesivos, encontrando que SonicFill presenta una excelente adaptación marginal, incluso superior a sistemas restauradores convencionales. Aunque dicho estudio no cuenta con análisis estadístico de la muestra, las conclusiones alcanzadas son similares a las desarrolladas en la investigación que hemos realizado. ^{17 83}

La investigación realizada por Muñoz C, evaluó la microfiltración marginal en preparaciones Clase II restauradas con el sistema SonicFill, por medio de SEM. Los resultados demostraron menor microfiltración para SonicFill, en comparación con las otras resinas utilizadas, pero las cifras obtenidas no reportaron diferencias estadísticamente significativas entre los materiales. ⁸⁴



Tomando así en cuenta los resultados de estas y otras investigaciones podríamos decir que SonicFill posee mejores propiedades de sellado marginal, sin embargo las diferencias no son estadísticamente significativas con Herculite.

Se puede tomar SonicFill como alternativa para obturar restauraciones posteriores por la sencillez de la técnica comparada con una resina compuesta convencional.

XIII. CONCLUSIONES

De acuerdo al resultado obtenido mediante diferentes pruebas podemos concluir que:

- Por lo tanto concluimos que el test t Student demostró que no existen diferencias estadísticas significativas en la adaptación a estructuras dentarias con el sistema de resinas monoincremental (SonicFill) utilizando una técnica de aplicación con activación sónica en comparación a una técnica de resinas convencionales (Herculite).
- Por último, por los datos obtenidos se rechaza la hipótesis de trabajo debido a que no existen datos estadísticamente significativos que la respalden.
- Se recomienda continuar con la investigación a nivel de microscopía electrónica de barrido para poder obtener datos más precisos.



XIV. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Rodríguez D, Pereira N. CURRENT TRENDS AND EVOLUTION ON DENTAL COMPOSITES. *Acta Odontol Venez.* 2007;46(3):2008.
2. Phillips R. *La Ciencia de los Materiales Dentales*. Undécima. Elsevier, editor. España S.A. Madrid; 2004.
3. Cuevas C. Resina polimerizada por apertura de anillos, nueva posibilidad de material compuesto en odontología. Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo; 2010.
4. Christensen C. Acceptability of alternatives for conservative restoration of posterior teeth. *Esthet Dent.* 1995;
5. Fortin, D; Vargas M. The Spectrum of Composites: New Techniques and Materials. *JADA.* 2000;131.
6. Ferracane J. Resin composite—State of the art. *Dent Mater.* 2010;
7. Mohsen, N; Craig R. Hydrolytic stability of silanated zirconium silica-urethane dimethacrylate composites. *Oral Rehabil.* 1995;22:213–20.
8. W J. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent.* 2000;12:300–8.
9. Kramer, N; Lohbauer, U; García, F; Frankenberger R. Light curing of resinbased composites in the LED. *Am J Dent.* 2008;21:135–42.
10. Craig, O; Brien PJ. *Materiales Dentales*. Sexta Edic. Mosby E, editor. 1996.
11. Swift, E; Jr E al. Denton/Enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):451–6.
12. Barrancos, J; Barrancos P. *Operatoria Dental. Integración Clínica*. Cuarta Edi. Panamericana E, editor. 2006.
13. Barrancos J. *Operatoria Dental*. Tercera Ed. Panamericana E, editor. 1998.
14. Moncada J. “Estudio comparativo de la Eficacia de Adhesivos autograbantes, ante la filtración marginal.” Facultad de Odontología, Universidad de Granada. España; 2005.
15. Rojas V et all. “Análisis Comparativo del Sellado Marginal de Restauraciones de Resina Compuesta Realizadas con y sin Base de Ionómero Vítreo (Estudio in Vitro).” *Rev Dent Chile.* 2011;102(1):18–26.
16. De la Macorra J. “ Polymerization contraction of composite resin restorative materials.” *Odont Conserv.* 2003;
17. Fill™ S. Portfolio of Scientific Research. Kerr Sybron Dental Specialties.



18. Moncada, G; Urzúa I. Cariología Clínica: Bases preventivas y restauradoras. Primera. 2008. 15–18 p.
19. König K. Clinical manifestation and treatment of caries from 1953 to global changes in the 20th century. *Caries Res.* 2004;38:168–72.
20. Deliperi, S; Bardwell D. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. 2002.
21. Lutz, F; Phillips R. Classification and evaluation of composite resin systems. *Prosthetics Dent.* 1983;480–8.
22. Roth F. Los composites. Masson, editor. Barcelona; 1994. 1–100 p.
23. Mount G. Atlas práctico de cementos de ionómero de vidrio. Guía clínica. Salvat, editor. México; 1990. 1–44 p.
24. Henostroza G. ADHESIÓN en Odontología Restauradora. Segunda. Editorial Médica R, editor. 1–60 p.
25. Nodarse M. Composición y clasificación de los composites dentales restaurativos. 1998. 29–35 p.
26. Labarca PBH. Análisis del grado y profundidad de polimerización, a través de la resistencia al desgaste en resinas compuestas fotoactivadas. Universidad de Chile, Santiago; 1992.
27. Sturdevant C. Et Al. Operatoria dental. Tercera. Brace H, editor. Madrid; 1996. 253–265 p.
28. S P. Evaluation of two Bis-GMA analogues as potential monomer diluents to improve the mechanical properties of light-cured composite resins. *Dent Mater.* 2005;21(9):823–30.
29. Anseth, Goodnerl; M, Reill; Kannurpattil, A; Newman, S; Bowmanl C. The Influence of Comonomer Composition on Dimethacrylate Resin Properties for Dental Composites. *J Dent Res.* 1996;75.
30. Sarett D. Clinical Challenges and the relevance of materials testing for posterior composites restorations. *Dent Mater.* 2005;21:9–20.
31. Chains B. Polymers in the service of prosthetic dentistry. *J Dent.* 1984;12:83.
32. Fong, H; Dickens, S; Flaimg G. Evaluation of dental restorative composites containing polyhedral oligomeric silsesquioxane methacrylate. *Dent Mater.* 2005;21.
33. Zamarripa E. Dental Composites. México; 2011.
34. Mc CKS. Mechanical Properties of a composite inlay material following post-curing. *Br Dent J.* 1991;246–8.
35. Albers H. Odontología Estética. Selección y colocación de Materiales. Primera. Barcelona; 1988. 21–25 p.



36. Williems, G; Celis, J; Lambrechts, P; Braem M. Nano-indentation hardness and Young's modulus of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. *J Biomed Mater Res.* 1992;27:747–55.
37. Feilzer, A; De, Gee A; Davidson C. Setting stress in composite restorations in relation to the configuration of the restoration. *Dent Res.* 1987;66:1636–9.
38. Sarkar, NK; Karmaker, A; Prasad, A; Shih F. Simulation of in vivo degradation of dental composites. *J Mater Sci Let.* 1999;18.
39. Berg HJ. The continuum of restorative materials in pediatric dentistry-a review for the clinician. *Pediatr Dent.* 1998;20(2):93–100.
40. Lang, B; Jaarda, M; Wang R. Filler particle size and composite resin classification systems. *Oral Rehabil.* 1992;19:569–84.
41. Phillips, R; Avery, D; Mehra, R; Swatz, M; McCone R. Observations on a composite resin for class II restorations: Three-years report. *Prost Dent.* 1973;30(6):891–7.
42. Belvedere P. Posterior composites experiencing growth trend. *Dent Today.* 1999;18(3):46–7.
43. Tveit, A; Espelid I. Radiographic diagnosis of caries and marginal defect in connection with radiopaque composite fillings. *Dent Mater.* 1986;2:159–62.
44. Bayne C. Perspective: Our future in restorative dental materials. *Esthet Dent.* 2000;12:175–83.
45. Miyasaki T. Effects of shape and size of silanated fillers on mechanical properties of experimental photo cure composite resins. *Dent Mater.* 1996;15:98–110.
46. Braga, R; Ferracane J. Alternatives In Polymerization Contraction Stress Management. *Crit. Rev Oral Biol Med.* 2004;15(3):176–84.
47. Wakefield CKK. Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am.* 2001;45:7–29.
48. Lutz, F; Krejci, I; Oldenburg T. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: A new restorative technique. *Quintessence Int.* 1986;17:777–84.
49. Dietschi, D; Magne, P; Holz J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence Int.* 1994;10:659–77.
50. Yin, R; Heiss, M; Sharp, L; Suh B. Development and physical properties of a new low shrinkage composite. *Dent Res.* 2002;80:514.
51. Geraldi, S; Perdigao J. Microleakage of a New Restorative System in Posterior Teeth. *Dent Res.* 2003;81:127–65.
52. Craig, O; Brien P. *Materiales dentales. Propiedades y manipulación.* Sexta.



- Mosby/Doyma Libros S.A, editor. Argentina; 1996. 422–439 p.
53. Uribe EJ. Operatoria Dental. Ciencia y práctica. Avances, editor. Michigan; 1990. 213–215 p.
 54. Moncada G. Unidades de luz visibles. Rev Dent Chile. 1989;37:43.
 55. Tauquino A. Evaluación in vitro de la microdureza superficial de una resina compuesta microhíbrida, una resina compuesta fluida y un cemento ionómero vítreo de restauración frente a la acción de una bebida carbonatada. UNMSM, Lima-Perú; 2006.
 56. Tobar S. Análisis comparativo in vitro de propiedades mecánicas de compómero correspondiente a cuatro marcas comerciales. Universidad de Chile; 2000.
 57. Suzuki S. Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam. Esthet Restor Dent. 2004;16:355–65.
 58. Souza FGRSC. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. Quintessence Int. 2005;41.
 59. Ferracane J. Nuevos Polímeros para Restauraciones Dentales. Management Alternatives for the Carious Lesion. Proceedings from the International Symposium. Oper Dent. 2001;6:199–209.
 60. Bayne, S; Taylor D. Arte y ciencia Operatoria dental. tercera. Brace H, editor. Madrid; 1999.
 61. Stefanello BAL. Odontología Restauradora y estética,. Actual Médico Odontológicas Latinoamérica. 2005;
 62. Soderholm K. Degradation of glass filler in experimental composites. Dent Res. 1981;60:1867–75.
 63. Kreulen, C; Van AW. Wear measurements in clinical studies of composites resin restorations in the posterior region: A review. Dent Child. 1991;58:109–23.
 64. Leinfelder K. Using composite resin as a posterior restorative material. JADA. 1991;122:65.
 65. Chapman, R; Nathanson D. Excessive wear of natural tooth structure by opposing composite restorations. Am J Dent Assoc. 1983;106:51–3.
 66. Burgogne, A; Nicholls J; Brudvik J. In vitro two-body wear of inlays-onlays composite resin restoratives. Prosthetics Dent. 1991;65:206–14.
 67. Soderholm K. Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. Dent Res. 1984;63:1321.
 68. Craig R. Materiales dentales restauradores. Séptima. S.A.C.I M, editor. Buenos Aires; 1988. 237–266 p.

69. Santos, J; Leinfelder K. O estágio atual das resinas compostas. *Rev Ass Paul Cirurg Dent.* 1982;36(3):322–5.
70. Barateri L. Procedimientos preventivos e restauradores. Quinta. Chicago; 1989.
71. Hu, X; Marquis, M; Shortall C. Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. *Oral Rehabil.* 2003;30.
72. Mandarino F. Estudio comparativo das partículas de carga de diferentes tipos de resinas compostas. *EAP.* 1989;3:27–31.
73. Miyagawa, Y; Powers J. Prediction of color of an esthetic restorative material. *Dent Res.* 1983;62:581.
74. Davidson, C; Feilzer A. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997;25:435–40.
75. Braga, R; Ballester, R; Ferracane J. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater.* 2005;21:962–70.
76. Ronald D J. Colocación de composite en posteriores, Una nueva técnica, eficiente y práctica. *Dent Today.*
77. Group KK. Herculite Précis [Internet]. Resina universal nanohíbrida. Available from: <https://kerrdental.com.mx/wp-content/uploads/2017/05/Brochure-Herculite-Précis.pdf>
78. Group KK. OptiBondS [Internet]. Available from: <http://kerrdental.com.mx/optibond-s-2/>
79. ivoclar ivadent. Bluephase N [Internet]. Available from: <https://www.ivoclarvivadent.co/es-co/p/odontologo/bluephase-n>
80. Alb, C. C. In vitro testing of an experimental dental composite resin and adhesive system. *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi.* 2010;114(1):227–32.
81. REYES MFI. “ESTUDIO COMPARATIVO DEL GRADO DE SELLADO MARGINAL DE RESTAURACIONES REALIZADAS CON SONICFILL™ (Kerr), Y UNA RESINA COMPUESTA CONVENCIONAL HERCULITE PRECIS (Kerr), (ESTUDIO IN VITRO).” UNIVERSIDAD DE CHILE; 2012.
82. Rodrigo Julio Ignacio Domínguez Burich, Daniela Corral Halal MBM. Análisis comparativo in vitro del grado de sellado marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con un material monoincremental (Tetric n-ceram bulk fill), y uno convencional (Tetric n-ceram). *Rev Dent Chile.* 2015;106 (1):15–9.
83. Corporation. K. Sonic Fill™.
84. Kerr. No Title [Internet]. Estados Unidos. Available from: <http://www.kerrdental.com/index/kerrdental-composites-sonicfill-3rdparty-2>