

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

**Estudio cualitativo de la homogeneidad de la película superficial
adhesiva, entre un adhesivo con nanorrelleno y otro sin nanorrelleno, de la
misma generación y marca comercial (*in Vitro*)**

Rodrigo Enrique Segovia Aguilera

TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO DENTISTA

TUTOR PRINCIPAL
Profesor Dr. Marcelo Bader M.

TUTOR ASOCIADO
Profesor Dr. Manuel Ehrmantraut N.

SANTIAGO - CHILE
2006

¡El liceo, el liceo! Toda mi pobre vida en una jaula triste, ¡mi
juventud perdida! Pero no importa, ¡vamos! pues mañana o
pasado seré burgués lo mismo que cualquier abogado, que
cualquier doctorcito que usa lentes y lleva cerrado los caminos
hacia la luna nueva... ¡Qué diablos, y en la vida, cómo en una revista,
un poeta se tiene que graduar de dentista!

Pablo Neruda

AGRADECIMIENTOS

A Dios por ser la fuerza y la fe en mi vida, y darme muchos más dones de los que merezco como ser humano.

A mi madre por ser la inspiración para todo lo bueno que hago y que soy. Por ser una viejita hinchadora que me sacó adelante con todo su esfuerzo y me cateteó hasta las lagrimas para hacer de mi una mejor persona. TODO LO QUE SOY TE LO DEBO A TI (es lo que hay), TE AMO!!!!

A Claudia por ser mi corazón, darme todo su amor y tratar de llevarme por el buen camino de la responsabilidad y el orden (tarea más que imposible) gracias por intentarlo y al final aceptarme tal como soy (un niño-adulto) TE AMO!!!

A mi familia que son y fueron mi apoyo en especial a mi tía Flor y mi tío Elías, (aunque no estés conmigo, siempre serás mi papá desde el cielo) al Pancho (te quiero pailón) y a la Belén (vas a ser una genio si quieres pendejita)

A todas aquellas familias que me adoptaron (algunas a la fuerza) como miembro de ellas: Familia Ruz-Rothen (mi segundo hogar), Familia Capó (en especial al tío Miguel), Familia Cortés Von-Knorrig (mis queridos vecinos y “hermanos” mayores) y Familia Infante-Díaz (Gracias por todos los veranos inolvidables). LOS QUIERO MUCHO!!!

A mis compañeros de colegio por aguantarme tantos años en especial a: José Miguel, al Chino (Thanks Bro!); al Cabezón, al Tato, al Ñato, al Mario, a Juanitum y a sus respectivas (por aguantarme ahora); al Dr. Nancho, a Adrián y al Tico.

A mis compañeros de universidad idem que arriba: Al Chamelfo, a la Julia Frutal, Al Negrismo Mismo (mi partner de internado), a la Katiuska, al Gonzo, al Rolo, al Alex (no tiene curso), al Man-sky, al Lisbolas, al Juakyou, al Juan (la perra legendaria), al Chinchón (córrete pa' la orilla!!!), a la Rene, al Lalosaurio, al Topo y señora (la SCA te necesita), al Shanco, al Podotto, al Gutierock, al Tolueno, a la Nati (gracias por tu buena estrella) a Alberto, Carlos, al Somo y a todos los que se me olvidan. Recuerden siempre que los Sialólogos son los especialistas en glándulas salivales. Pero, ¿son dentistas o médicos?

A todos aquellos que significaron un apoyo en mis años de estudio en especial: al Gonzocopia (gracias por tu amistad), a la Maggie (gracias por fiar), a la Ivonne y a Jorge (gracias por las fotocopias), A la Fresia, a la Sole, a la Mirta (gracias por tu buena voluntad y paciencia), a la Sussy (por las Rx), al Pato, a todos en biblioteca, a las tías Maxiclim (por todas las salvadas), a Juanito Micromotor (¿y mi turbina?), a la dupla de adquisiciones, a los socios de esterilización, y en general a todos aquellos que hacen que la universidad ande.

A los profes que fueron de una u otra forma una inspiración, a los Dres: Alfredo Apip, Vicente Aranguiz, Reinaldo Soto, Juan Cortés, Victor Tirreau, Hugo Cooper, Iris Espinoza, Irene Rabah, Sylvia Parrochia, Raúl Frugone, Roberto Baeza, Manuel

Ehrmantraut. Pablo Angel, Marcela Alcota, Miqueas Espinoza, Luis Honorato, Reinaldo Covo y Marcelo Bader (gracias por su infinita ayuda para la tesis)

Por último un especial agradecimiento a mi hermano siamés “Pedro Chantavedra” y a su familia, por todos los años que compartimos desde Bachillerato hasta este punto del camino. Gracias por tu apoyo, amistad y consejo eres una gran persona y un excelente amigo. Te quiero hermano!!!

INDICE

INTRODUCCIÓN.....	6
MARCO TEÓRICO.....	8
HIPOTESIS Y OBJETIVOS.....	29
MATERIALES Y MÉTODO.....	30
RESULTADOS.....	31
DISCUSIÓN.....	33
CONCLUSIONES Y SUGERENCIAS.....	34
BIBLIOGRAFÍA.....	35

INTRODUCCION

El sistema estomatognático está formado por un conjunto de órganos y estructuras, dentro de las cuales se encuentran las piezas dentarias, que al igual que todo el sistema se pueden ver afectadas por diferentes enfermedades. Las enfermedades que afectan a las piezas dentarias y sus tejidos de sostén que, dentro de Chile, presentan una mayor prevalencia e incidencia son la caries dental y la enfermedad periodontal. La caries dental es definida como una enfermedad infecciosa, contagiosa y de tipo multifactorial, dado que para su instalación confluyen varios factores entre los que se encuentran: un hospedero susceptible, un sustrato cariogénico (tipo de dieta), la presencia de microorganismos acidogénicos (bacterias) y el tiempo de mantención de las condiciones favorables para su desarrollo.

La odontología desde sus inicios se ha preocupado por reestablecer la integridad y función de las piezas dentarias afectadas por caries dental, para lo cual ofrece una multiplicidad de tratamientos dependiendo del grado de avance de la patología. Es así como surgieron los biomateriales dentales, que pretenden reemplazar las superficies dentarias perdidas o dañadas por las caries para así recuperar su forma y función.

Cuando un individuo pierde parte del tejido dentario, dependiendo del remanente útil, se procede a evaluar el tipo de restauración más adecuado al caso clínico, dentro de los cuales se puede mencionar:

- ✓ Obturación directa (amalgama, resina compuesta)
- ✓ Incrustación (metálica, estética)
- ✓ Prótesis Fija Unitaria (PFU)

Desde hace mucho tiempo los laboratorios de investigación odontológica han volcado sus esfuerzos en la búsqueda del material restaurador ideal, es decir, aquel que se comporte de igual manera que los tejidos dentarios. Este material pese a todos los avances, aún no se ha podido desarrollar, ya que el material que se busca conseguir es aquel que funcione biomecánicamente como una sola unidad morfofuncional con la pieza dentaria, evitando de esta manera la presencia de interfases y logrando así el tan anhelado sellado marginal, requisito que no han podido cumplir a cabalidad pese a los avances existentes..

Por esta razón es que se produce un fenómeno conocido como microfiltración, que consiste en el paso de fluidos, bacterias, moléculas o iones a través de la interfase diente-restauración⁽¹⁾. Esta brecha genera una serie de inconvenientes como hipersensibilidad, teñido de márgenes, caries secundarias, pérdida de restauraciones, daño pulpar y sensibilidad post-operatoria, entre otras.⁽²⁾

Dentro de la amplia variedad de biomateriales existentes en el mercado, uno de los que intenta cumplir con el objetivo antes mencionado, corresponde al grupo de las resinas compuestas, siendo el que mayor desarrollo ha alcanzado desde su nacimiento (1962). Sin

embargo a pesar de todo el avance logrado en el desarrollo de las resinas compuestas y sus sistemas adhesivos, estas siguen presentando falencias.

Es debido a la importancia que cobra este último punto, que las casas comerciales trabajan activamente en producir constantemente nuevos productos y en perfeccionar aquellos ya existentes, con el fin de disminuir o eliminar esta interfase diente restauración.

Por todo lo expuesto anteriormente es que el presente estudio pretende analizar, mediante el uso del microscopio electrónico de barrido, en forma comparativa, dos sistemas adhesivos elaborados por una misma empresa, uno de los cuales posee partículas de nanorrelleno las que aumentarían la resistencia adhesiva, disminuiría la infiltración marginal y formaría una capa homogénea sobre la superficie dentinaria lo que provocaría un mejor sellado, evitando la comunicación con el medio bucal y la consecuente infección posterior.

MARCO TEORICO

La Caries Dental es una enfermedad infecciosa, transmisible y multifactorial, que tiene en Chile, como en casi todo el mundo una altísima prevalencia e incidencia. Su carácter multifactorial se debe a que deben coexistir e interactuar diversos factores para lograr su aparición. Fue Paul Keyes en 1960 ⁽³⁾ quien postuló que su formación dependía básicamente de tres factores:

1. Hospedero Susceptible. Considerando en este contexto no solo la anatomía de la pieza dentaria, sino también la forma de las arcadas, la cantidad y composición de la saliva y las características genéticas de cada individuo.

2. Sustrato Cariogénico. Se refiere fundamentalmente a que la caries es una enfermedad infecciosa determinada por la dieta, la cual puede ser más o menos cariogénica según la cantidad, composición y características en cuanto a adhesividad, solubilidad y tamaño de las partículas de Hidratos de Carbono disponibles en ella, así como también de su consistencia.

3. Factor Microbiano. Relacionado con la microflora bucal que coloniza la superficie dentaria y que recibe el nombre de Placa Bacteriana, definida por la OMS como "Una entidad bacteriana proliferante, enzimáticamente activa, que se adhiere fundamentalmente a la superficie dentaria y que por su actividad bioquímica metabólica, ha sido propuesta como el agente etiológico principal en el desarrollo de las caries y periodonciopatías". Destacan en la placa bacteriana una gran cantidad de streptococos, lactobacilos así como también actinomyces.

Además de los tres factores mencionados por Keyes, en la actualidad se agrega un cuarto factor: el tiempo, debido que para generarse la lesión de caries, estos factores no solo deben estar presentes, sino también deben interactuar, durante un tiempo determinado con condiciones óptimas, es decir, un hospedero susceptible (dientes), colonizado por una microbiota con potencial cariogénico, consumiendo con frecuencia (el tiempo) una dicta rica en sacarosa.

Independiente de la forma a través de la cual se genera la lesión de caries, una vez que esta ha afectado el tejido dentario, y se ha hecho clínicamente evidente, el proceso se hace irreversible quedando como única opción terapéutica la remoción quirúrgica del tejido afectado, lo que deja como secuela una pieza dentaria cavitada la cual tiene propiedades físicas y mecánicas significativamente diferentes las de un diente intacto. Una pieza dentaria cavitada es más débil y propensa a la fractura debido a diversos factores que influyen, tales como (fig. 1):

- Pérdida de humedad
- Cambios arquitectónicos

- Cambios en el comportamiento biomecánico
- Aumento de fragilidad por alteraciones del colágeno
- Cambios en la dureza dentinaria
- Respuesta disminuida de propioceptores periodontales (en dientes endodónticamente tratados)
- Factores propios del diente

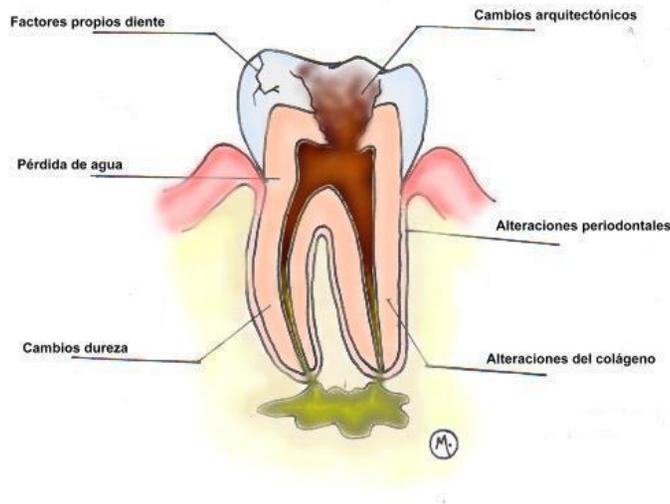


Fig. 1: Factores que debilitan a una pieza cavitada

Pérdida de humedad

El contenido de humedad de la dentina, varía dentro del diente dependiendo de la ubicación. En la porción coronaria es aproximadamente 13,2%. Esta dentina posee el doble de túbulos dentinarios que la dentina radicular, y por lo tanto mayor humedad. Así mismo con la edad y el proceso de envejecimiento de la pieza dentaria, se producen depósitos de dentina peritubular (dentina esclerótica), y con ello una disminución en la cantidad de material orgánico que puede retener humedad. ⁽⁴⁾

En la matriz inorgánica existen dos grandes compartimientos que contienen agua, uno fuera y otro dentro de ésta. Por una parte, en el interior existe agua formando fuertes enlaces con los cristales de hidroxiapatita, y que no participa en el equilibrio iónico y el proceso de deshidratación. Por otra parte, en la capa externa de la matriz, se encuentra H₂O libre, formando parte de los iones inorgánicos hidratados, involucrados en el movimiento iónico, que participaría finalmente en el fenómeno de deshidratación.

Cambios arquitectónicos

La pérdida de estructura dentaria va debilitando progresivamente la resistencia del diente. De esta forma, los procedimientos restaurativos reducen la resistencia entre un 20% a un 63% dependiendo de la extensión de la estructura dentinaria perdida.⁽⁵⁾

Por ejemplo, para efectuar un tratamiento endodóntico, la dentina debe ser removida, primero durante la trepanación, para lograr el acceso a la cámara pulpar, y posteriormente en la etapa de la instrumentación biomecánica, para asegurar la limpieza y adaptación del conducto para ser rellenado. **Reeh y Messer**⁽⁵⁾ en 1989 determinaron que las cavidades para procedimientos endodónticos reducen la rigidez dentaria aproximadamente en un 5%, principalmente por el acceso endodóntico, en tanto que una preparación mesio ocluso distal (MOD) disminuye la rigidez del diente en un 63%.^(4,5)

Al comparar la susceptibilidad a la fractura de la corona en dientes molares ilesos, con la de molares con diferentes tipos de cavidades preparadas, las coronas más débiles de todas fueron las de los dientes con una cavidad MOD preparada, más una cavidad para acceso endodóntico. En estos dientes debilitados sólo se necesitó un tercio de la carga (122 kg) para fracturar una corona en comparación con los dientes ilesos (341 kg).⁽⁵⁾

Comportamiento biomecánico

Desde el punto de vista biomecánico, el diente vital es una estructura hueca **laminada** y **pretensada**. Laminada porque las cargas fluyen iguales por toda la estructura sin la necesidad de sectores que concentren y distribuyan las mismas. Pretensada, por que luego de deformarse vuelve a su posición original sin cambiar su forma, con una capacidad de deformación tridimensional frente a las cargas masticatorias acortándose en sentido axial y abombándose en sentido mesio-distal, de esta forma las cúspides se separan para luego recuperarse elásticamente y volver a su posición original.^(4,6)

Se podría homologar la estructura que presenta el esmalte a una estructura laminada; en la que las sucesivas capas que se depositaron durante la amelogenesis darían esta mayor resistencia a una estructura frágil, además del sostén propio que entrega la dentina al esmalte. Por otra parte, la dentina, con su trama colágena, actuaría como una estructura pretensada, absorbiendo y disipando las cargas recibidas.

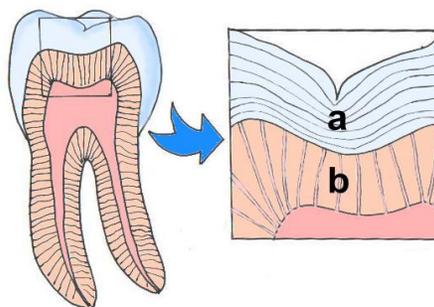


Fig. 2: Esquema estructura diente. (a) esmalte: estructura laminada. (b) dentina: estructura pretensada.

De este modo cualquier preparación cavitaria destruye este estado laminado pretensado liberando así las presiones dando como consecuencia una separación mayor de las cúspides produciendo una deflexión.

Es decir, existe una relación directa entre la estructura dental removida y la deformación durante la función que redundará en concentrar las tensiones y disminuir las resistencias.

Alteraciones del colágeno

La dentina en su composición es eminentemente inorgánica, pero en un 18% es orgánica y de este un 90% es colágeno, quien le da las cualidades de resistencia mecánica.

El colágeno que forma parte de la matriz orgánica de la dentina, se encuentra formando enlaces cruzados que le permiten otorgar la resistencia a la presión, estiramiento y rigidez.

Gutman ⁽⁴⁾, comprobó que se requiere la mitad de la energía para fracturar la dentina en un sentido paralelo a las túbulos que perpendicularmente; esto se explica porque el rasgo de fractura en paralelo pasa entre la malla de colágeno, mientras que el rasgo perpendicular debe romper la malla colágena lo que indica un comportamiento anisotrópico.

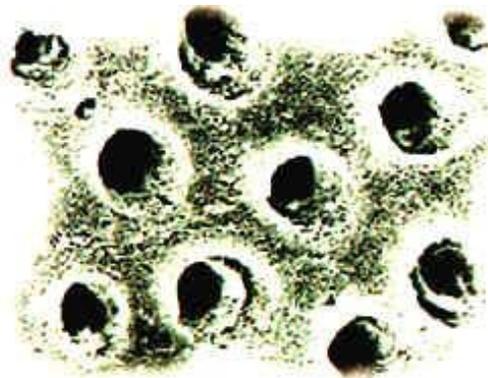


Fig. 3: Microfotografía de túbulos dentinarios.

Dureza dentinaria

Los aspectos físicos a considerar para la dentina son (Tabla n° 1):

•**Deformación elástica:** definida como la pendiente de la curva tensión-deformación dentro del límite elástico, es decir, toda carga aplicada sobre un cuerpo bajo este rango, produce una deformación reversible la cual se representa numéricamente por el módulo de elasticidad cuyo valor corresponde a la pendiente de la curva tensión/deformación.

•**Límite proporcional o resistencia a la tensión:** nivel de tensión en el que al ser superado, la deformación se convierte en no lineal y no elástica es decir, en una deformación plástica o permanente.

•**Resistencia a la compresión:** presión compresiva máxima que puede resistir un material sin fracturarse.

Tabla I. Propiedades biomecánicas de dentina.

Característica	Dentina
Resistencia a la compresión (Kg/cm ²)	2400/2800
Resistencia a la flexión (Kg/cm ²)	200
Coefficiente de expansión térmica (PPM/°C)	11
Módulo de elasticidad (GPa)	18.6

En relación con estas propiedades la dentina puede ser considerada, en términos de fuerza, como un material isotrópico, al contrario de lo encontrado por **Gutman** ⁽⁴⁾ y **Gegauff** ⁽⁷⁾. Las propiedades físicas de la dentina son independientes de la orientación de los túbulos, ya que se fractura tanto longitudinal como perpendicularmente a los túbulos dentinarios frente a cargas recibidas.

Respuesta disminuida de propioceptores periodontales

Durante el proceso de masticación, los dientes y los tejidos periodontales son sometidos a cargas de variada magnitud, las cuales son monitoreadas por los mecanorreceptores que en forma refleja modulan y controlan la actividad muscular, lo que establece un mecanismo de protección.

Estudio comparativos entre dientes vitales y depulpados han demostrado que estos últimos poseen un umbral de dolor mucho mayor al de un diente vital, lo que postularía una distorsión en su mecanismo propioceptor que lo deja en inferioridad de condiciones frente a las cargas derivadas de la función y la parafunción.^(8,9)

Factores propios del diente

Esto se refiere a las secuelas de tratamientos anteriores, tales como microfracturas a consecuencia de procedimientos endodónticos y restaurativos, edad del paciente y traumas anteriores, entre otros (fig. 4).

De lo anterior es posible concluir que el remanente dentario, fundamentalmente coronario, es lo que realmente da la resistencia y se debe evitar la eliminación excesiva de dentina.



Fig. 4: Molar con secuelas de tratamientos anteriores.

La mayoría de los dientes a restaurar presentan parte o toda la estructura coronaria destruida dificultando de sobremanera la retención del material restaurador, de esta manera, para lograr su rehabilitación es que la Odontología Restauradora ha desarrollado numerosos biomateriales, los cuales han ido evolucionando y diversificándose a través del tiempo.⁽¹⁰⁾

Con la finalidad de obtener una visión más amplia de ellos, los podemos clasificar de acuerdo a distintos parámetros:

1. Según el estado en que se colocan en el diente:

- 1.1. Materiales Rígidos o de Obturación Indirecta: Son aquellos materiales que se utilizan en situaciones en que, por la envergadura de la restauración a realizar, requieren de la colaboración de un laboratorio dental, las que en el quehacer odontológico se denominan incrustaciones (inlay, onlay, carillas).
- 1.2. Materiales Plásticos o de Obturación Directa: Estos materiales se denominan así no por su naturaleza química, sino porque son llevados a la preparación cavitaria en una consistencia plástica, la cual les permite ser condensados en la cavidad para luego endurecer allí. Ejemplo de ellos son las Amalgamas, Ionómeros de Vidrio y Resinas Compuestas.

2. Según la estructura y origen del material restaurador se pueden clasificar en:

- 2.1. Materiales Metálicos: Tales como, las amalgamas de uso dental y las aleaciones metálicas.
- 2.2. Materiales Cerámicos: Donde destacan las porcelanas y los cementos de Ionómero de Vidrio.

2.3. Materiales Orgánicos: Dentro de las cuales encontramos a las Resinas Acrílicas.

2.4. Materiales Combinados: Como las Resinas Compuestas, Compómeros y Cerómeros.⁽¹¹⁾

Ahora bien, independiente del estado en que el material se coloque en el diente, o de su estructura u origen, el propósito fundamental de un biomaterial dental es lograr la rehabilitación de la pieza dentaria y para lograr esto en forma exitosa, es que se busca alcanzar ciertos objetivos ideales, entre los cuales están el devolver la forma anatómica, la función y la armonía óptica, lograr integridad marginal entre el diente y la restauración, devolver y mantener la salud del complejo pulpodentinario y conservar el equilibrio del ecosistema bucal.

Entre estos objetivos, la estética ha adquirido a lo largo del tiempo gran importancia y es por esto que se ha generado la necesidad de crear materiales de restauración que además de cumplir con los requerimientos funcionales y mecánicos necesarios, sean lo más parecidos al diente, es decir que puedan mimetizarse armoniosamente con las piezas dentarias vecinas y con la propia.⁽¹²⁾ Es así como también se pueden clasificar:

3. Según el grado de estética que proporcionan y el sector de la arcada en el cual se utiliza:

3.1 Materiales para piezas anteriores: aquí se utilizan todos los materiales que presentan una alta estética y una buena capacidad de pulido, entre los que se encuentran las resinas compuestas, porcelanas, vidrio ionómero.⁽¹³⁾

3.2 Materiales Para piezas posteriores: en esta ubicación de la arcada no se prioriza tanto la estética (sobre todo en sectores que escapan al campo visible) dado que se le aplica una mayor carga mecánica, se necesitan materiales con mejores propiedades físicas, como por ejemplo amalgama dental, porcelana fundida sobre metal, etc.⁽¹³⁾

3.3 Materiales de multipropósito: Son aquellos que se pueden utilizar indistintamente en los sectores posteriores y anteriores, dado que poseen buenas propiedades físicas y satisfactoria estética, por ejemplo resinas compuestas híbridas, porcelana sola o fundida sobre metal, vidrio ionómero, etc.⁽¹³⁾

En la actualidad se dispone de una gran variedad de materiales odontológicos que cumplen diferentes funciones y presentan variadas características. Cuando el profesional se ve enfrentado a una situación clínica en la cual se pueden utilizar varios materiales, debe determinar que características tienen mayor importancia para la selección de uno en vez de otro. Ciertamente para el profesional primaran las características físicas y mecánicas, pero son nuestros pacientes que más frecuentemente nos exigen que los materiales que utilizemos no se vean y es así como el color se torna un factor preponderante en la elección del material. Antiguamente la amalgama dental era muy utilizada por los profesionales,

dada su facilidad de trabajo, buenas propiedades mecánicas, etc., pero presenta el inconveniente de su color, es así como hacen su aparición en el mercado los **materiales restauradores estéticos directos**.

El desarrollo de los materiales estéticos se inicia en el año 1878, cuando el Dr. Fletcher presentó a la comunidad odontológica el **Cemento de Silicato**, el cual tenía dos importantes características a su favor: primero era el único material de obturación translúcido del mercado y segundo, estaba disponible en una gran gama de colores, lo que permitía igualar las distintas tonalidades presentes en las piezas dentarias. Sin embargo, su excelente armonía óptica era contrarrestada por sus características ácidas, su largo período de endurecimiento y su nula adhesión a los tejidos dentarios.⁽¹³⁾

Posteriormente, aparecieron durante la década de los años 40 las **Resinas Acrílicas de Obturación Directa**, las cuales se presentaron como una alternativa a los cementos silicatos. Estaban constituidas básicamente por una matriz polimérica sin relleno. Sin embargo también poseían características desfavorables. Que limitaron su uso como material de restauración, entre ellas, un alto Coeficiente de Variación Dimensional térmica en comparación al diente (casi 10 veces mayor), lo que provocaba un desajuste entre el diente y la restauración cuando era sometida a cambios de temperatura; alta contracción de polimerización, lo que generaba una brecha en el margen de la obturación; inestabilidad de color, baja resistencia al desgaste, alta generación de calor al polimerizar, escasa rigidez e inadecuada resistencia mecánica.⁽¹⁴⁾

Para mejorar éstas propiedades se incorporó un relleno a este monómero de manera que aumentara la resistencia al desgaste y disminuyera los cambios dimensionales, pero, este relleno no tenía unión química a la matriz de resina lo que produjo defectos como manchas en los dientes por los fluidos de filtración y la apariencia superficial de la obturación se hizo inaceptable.^(12, 15)

Por todo lo anteriormente señalado y partiendo de la premisa que los cambios dimensionales y la contracción de polimerización dependían de la cantidad y el tamaño de la molécula de monómero inicial, que en las resinas acrílicas era el Metacrilato de Metilo, se buscó una molécula de mayor tamaño que permitiera disminuir la cantidad de monómero a polimerizar, reduciendo de este modo, la contracción de polimerización de la resina.^(12, 15 16)

Fue así que en el año 1962 R.L. Bowen desarrolló un nuevo producto utilizando como base la molécula de Bis-GMA (bisglicidilmetacrilato). Esta, a diferencia de la anterior, presenta un mayor peso molecular, lo que en conjunto con la adición de un relleno inorgánico, se traduce en una menor contracción de polimerización del material. Debido a la ausencia de una unión química entre ambas fases, es que se hizo necesario el tratamiento superficial de las partículas de relleno con algún tipo de agente de enlace, para de esta forma asegurar un acoplamiento entre las distintas fases del material^(10, 12, 15, 16)

De esta manera se dio origen a un nuevo material restaurador muy superior a las resinas acrílicas sin relleno, el que pasó a ocupar un lugar importante dentro de las posibilidades con las que cuenta el clínico para sus restauraciones. Este nuevo material se denominó **Resina Compuesta**, la que podemos definir como "Una combinación tridimensional de a lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta que los une".⁽¹⁶⁾

Entonces, los tres componentes principales de toda resina compuesta son:

a) **La Matriz Orgánica**

b) **El agente de relleno**

c) **El Agente de Enlace.**⁽¹⁷⁾

La **Matriz Orgánica (Monómero principal)** está compuesta fundamentalmente por Bis-GMA (bisglicidilmetacrilato), en algunos productos puede ser UDMA (dimetacrilato de uretano) o una mezcla de ambos. La **Fase Inorgánica o agente de relleno** que disminuye los cambios dimensionales térmicos y la contracción de polimerización del material, está constituida entre otros, por cristales de bario silicato, estroncio, zinc y cuarzo. **El Agente de Enlace o acoplamiento** que corresponde a un derivado del vinil silano, el que debido a su estructura química, permite su interacción tanto con la matriz orgánica como con las partículas de relleno, uniendo ambas fases.⁽¹⁸⁾

Las Resinas Compuestas constituyen un material restaurador de características bastantes aceptables, pudiendo indicarse tanto en restauraciones de dientes anteriores como posteriores, en restauraciones preventivas (al ser usados como sellantes de puntos y fisuras), en restauraciones indirectas y reconstitución de muñones dentarios, en la corrección de defectos estéticos (forma, posición, color) y como material de cementación (prótesis fija, ortodoncia).

Estas indicaciones han sido posibles debido a que estos materiales han ido evolucionando y diversificándose desde su creación a través del tiempo, y es así que en la actualidad existen varios tipos de resinas compuestas, las que se diferencian fundamentalmente en el porcentaje y tipo de relleno inorgánico que poseen, lo que incide directamente en sus propiedades físicas y mecánicas. Es importante tener en cuenta que la evaluación de este porcentaje debe efectuarse en función del volumen ocupado por las partículas inorgánicas y no por su peso, ya que por ejemplo si comparamos dos resinas compuestas con distinto porcentaje en peso, se podría pensar que la que posee mayor porcentaje posee mejores propiedades mecánicas, lo que podría ser erróneo, ya que si esta posee partículas de mayor densidad, su porcentaje en peso estará aumentado, sin tener necesariamente mayor

cantidad de partículas de relleno y por lo tanto mejores propiedades mecánicas.

Con fines prácticos las Resinas Compuestas (R.C.) pueden clasificarse de acuerdo a los tamaños de sus partículas de relleno inorgánico en:

1. **R.C. de Macrorelleno.** Fueron los primeros en aparecer y su relleno estaba compuesto por partículas de cuarzo de un tamaño de 10 a 100 micrómetros (50% en volumen), lo que mejoraba las propiedades mecánicas en relación con las resinas sin relleno. Sin embargo, debido a la alta dureza y al tamaño de las partículas inorgánicas, carecían de un adecuado pulido superficial, además de ser radiolúcidas, razones por lo que han sido prácticamente descontinuadas del arsenal terapéutico actual.⁽¹⁸⁾
2. **R.C. de partículas finas.** Están compuestas en un 60 a un 77% del volumen total de la masa por partículas de vidrio o cuarzo de 1 a 10 micrómetros. Son un derivado de las anteriores y buscaban mantener la resistencia mecánica de sus predecesoras, mejorando el pulido y el aspecto estético.⁽¹⁸⁾
3. **R.C. de Micropartículas (Microrelleno).** El refuerzo inorgánico está constituido por partículas esféricas de sílice coloidal de tamaño uniforme con un promedio de 0.04 micrómetros (20 a 55% en volumen). Estas surgen como alternativa a las de macrorelleno, y poseían una excelente terminación superficial y mejor apariencia estética, pero sus propiedades mecánicas son menores en relación a las anteriores. Como una forma de superar las bajas propiedades mecánicas exhibidas, se decidió adicionar al material partículas de resina (1 a 20 micrómetros) ya polimerizadas, disminuyendo de esta forma la cantidad de monómero a polimerizar por unidad de volumen. Esta variación recibió el nombre de composite de microrelleno heterogéneo, para diferenciarlo de aquel sin modificaciones que pasó a llamarse homogéneo.⁽¹⁸⁾
4. **R.C. Híbridas.** Son materiales que aparecen como una solución intermedia entre las resinas compuestas de micro y macrorelleno, ya que contienen partículas finas de 1 a 5 micrómetros y partículas coloidales de 0.04 micrómetros, de manera que poseen las características de resistencia de las de macrorelleno y las ventajas de pulido de las de microrelleno.⁽¹⁸⁾
5. **R.C. Microhíbridas.** disminuyeron el tamaño de la fracción de partículas más grandes, y considerando las partículas de mayor y menor tamaño, poseen un promedio de partículas que varía entre 0.4 a 0.9 micrómetros. Es decir, poseen partículas grandes y partículas de microrelleno de 0.04 micrómetros. Siguen siendo híbridas pero dado el menor tamaño promedio de partículas, se denominaron microhíbridas.⁽¹⁸⁾

6. **Resinas Compuestas de Nanorelleno.** Son las de más reciente aparición, llegando al mercado a fines del 2002, y cuya novedad es que poseen nanorelleno compuesto por partículas esféricas de 5 a 100 nanómetros (un nanómetro es la milésima parte de un micrón). Las primeras experiencias indicarían que son útiles para restauraciones anteriores y posteriores, fáciles de esculpir sin que se deformen, con buena variedad de colores y opacos además de un elevado y fácil pulido⁽¹⁹⁾

Cada uno de los distintos tipos de resinas compuestas tienen propiedades y características distintas, lo que incide en forma directa en la indicación clínica que se le da a ellas. Es importante analizar entonces algunas de sus propiedades físicas y mecánicas para entender de mejor forma sus diferencias.

- 1) **Coefficiente de variación dimensional térmica:** Es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica de las resinas, debido a que el polímero presenta un coeficiente mayor que el relleno inorgánico y la pieza dentaria. Dentro de las Resinas Compuestas, las de microrelleno tienen los mayores valores de esta propiedad, por consiguiente, las restauraciones presentan una mayor variación dimensional con las fluctuaciones de la temperatura en el medio bucal. Esto se debe a que ésta última requiere de gran cantidad de matriz orgánica para aglutinar las micropartículas que contiene. Una Resina Compuesta híbrida con 30% en volumen de microrelleno, presenta la mitad de expansión térmica que una Resina Compuesta que presenta exclusivamente partículas de microrelleno.⁽¹²⁾
- 2) **Sorción Acuosa:** Corresponde a la absorción de agua que pueda presentar la Resina Compuesta a lo largo del tiempo. Los valores más altos de sorción acuosa son alcanzados por las Resinas Compuestas de microrelleno, debido a su mayor cantidad de matriz orgánica. Por lo tanto, estas últimas son las más propensas a los cambios de coloración debido a los pigmentos hidrosolubles del medio que pueden ser absorbidos por la matriz.⁽¹²⁾
- 3) **Radiopacidad:** Es una propiedad que debieran tener todas las Resinas Compuestas. Los componentes responsables de la radiopacidad son elementos presentes en el relleno inorgánico con número atómico elevado, como el bario, estroncio, bromo, zinc o zirconio y por lo tanto aquellos productos que los contengan en mayor cantidad serán más radioopacos.⁽¹²⁾
- 4) **Resistencia a la Compresión y a la Tracción:** Es una propiedad que varía de acuerdo a la cantidad de relleno que presenta cada resina, así las de macropartículas o híbridas presentan mayor resistencia a la compresión que las de microrelleno, lo que puede aumentar en forma lineal con el porcentaje volumétrico de relleno que presente la resina y con el grado de polimerización logrado.⁽¹²⁾

- 5) **Dureza Superficial y resistencia al desgaste:** Guardan una relación exponencial con el volumen y el tamaño del relleno, dependiendo en menor medida de la dureza de éste. También influye el grado de polimerización alcanzado durante el endurecimiento del material. Es importante mencionar que las resinas de microrelleno poseen una alta resistencia al desgaste.⁽¹²⁾
- 6) **Conductividad Térmica:** En las Resinas compuestas es bastante baja, lo que significa que son buenos aislantes térmicos, protegiendo la pulpa dental. Los valores de esta propiedad son muy parecidos a los que presenta el esmalte y la dentina, y más bajos que los de las restauraciones metálicas⁽¹²⁾. Dentro de las resinas, las de microrelleno presentan valores menores que las de macrorelleno o que las híbridas, debido a su mayor cantidad de matriz orgánica.⁽¹¹⁾
- 7) **Contracción de polimerización:** Es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica que posee la resina compuesta. La contracción de polimerización puede superar la fuerza de adhesión de la resina a la pieza dentaria, lo que conlleva a una falla en la restauración debido a microfiltraciones marginales. Esto se puede compensar mediante la ubicación de la guía de luz de la lámpara de fotocurado, de manera que el proceso de polimerización sea dirigido por el operador, pues el proceso de contracción de polimerización tiende a seguir la dirección del foco emisor de luz, logrando de este modo limitar el efecto de este fenómeno.⁽²⁰⁾ Otra de las formas que permite controlar la contracción de polimerización es mediante la técnica de obturación de la pieza dentaria. La técnica incremental logra disminuir las tensiones generadas durante el proceso de fotopolimerización, reduciendo la proporción de material adherido a las paredes cavitarias en relación con la superficie que queda libre, disminuyendo así la posibilidad de que tensiones sobre la junta adhesiva de la restauración provoquen un aumento de la interfase y por lo mismo, futuras microfiltraciones marginales hagan fracasar la restauración.^(20, 21, 22) El patrón de contracción de la resina compuesta se produce hacia la zona que le resulte más adhesiva, de modo que se debe tener en consideración que al aplicarla sobre una superficie como la dentaria sin tratamiento adhesivo, que carece de algún grado de atracción hacia ella, la contracción será guiada en forma centripeta hacia el centro del propio material gracias a su fuerza cohesiva.⁽²⁰⁾
- 8) **Módulo Elástico:** Determina la rigidez de las Resina Compuesta. Depende directamente de la cantidad de relleno, aumentando de forma exponencial con la cantidad volumétrica del mismo. De esta forma, los composites de microrelleno poseen un módulo elástico 2 a 4 veces menor que las Resinas Compuestas de partículas finas, que contienen más relleno. La rigidez del material adquiere gran importancia no solo en aquellas zonas en donde se requiera soportar fuerzas masticatorias intensas, sino también a nivel de la interfase diente restauración. Al momento de polimerizar una resina, se produce un juego de tensiones entre la fuerza cohesiva del material y la fuerza adhesiva de la restauración hacia las paredes cavitarias y al aumentar la rigidez, las tensiones generadas en dicha interfase tienen una menor probabilidad de ser disipadas, favoreciendo la desadaptación marginal.⁽²³⁾

Ante la indicación de realizar una restauración en una pieza dentaria, cualquiera sea el material a utilizar, se busca que dicho material se una a la pieza dentaria a través del proceso conocido como adhesión, en el cual dos superficies se mantienen unidas por fuerzas que pueden ser de tipo físico, químico o una combinación de ambas⁽²⁴⁾

En general, los materiales de restauración existentes actualmente ofrecen dos grandes tipos de adhesión:

1. Adhesión Física o Mecánica:⁽¹⁰⁾

Corresponde a la unión entre dos superficies a través de una trabazón entre las partes a unir o por la generación de tensión entre dichas partes.

Este tipo de adhesión la podemos subdividir en:

- **Adhesión Macromecánica**
- **Adhesión Micromecánica**

2. Adhesión Específica o Química:⁽¹⁰⁾

Es la generación submicroscópica de fuerzas que impiden la separación de las partes, y que se originan en la interacción de los componentes de su estructura, vale decir, átomos o moléculas.

En este tipo de adhesión existen:

- **Uniones químicas primarias o interatómicas**, también señaladas como fuertes o de alta energía de unión. En este tipo de uniones se encuentran aquellas generadas por enlaces de tipo Covalente, Iónico y Metálico.
- **Uniones químicas secundarias**, también señaladas como débiles o de baja energía de unión. Entre ellas se consideran los Puentes de Hidrógeno, las Fuerzas de Van der Waals, dipolos permanentes e inducidos, etc

La adhesión como proceso, depende de diversos factores y principios importantes de señalar, entre los cuales se mencionaran los siguientes:

- **Adaptación:** Las superficies que se van a unir deben, en lo posible, entrar en íntimo contacto en su totalidad, para que así quede la menor distancia entre ambas partes de tal forma que se favorezca una unión de tipo química. Sin embargo, tanto los tejidos dentarios como las restauraciones poseen superficies irregulares, y aunque parezcan lisas al ojo humano están lejos de serlo a nivel microscópico y atómico. De esta manera, al unirse entre sí quedarán separaciones entre ambas superficies, es decir no se podrán coaptar tan íntimamente como para generar adhesión específica entre ellas. De allí que para lograr una adhesión óptima deben eliminarse estos vacíos provocados por las irregularidades, y para ello usamos un elemento fluido que, al interponerse entre ellas, ocupe estas irregularidades de ambas superficies, lo que reducirá el problema al lograr compatibilizarlas y así mantener en posición los materiales que participan en el proceso de unión.⁽²⁵⁾

- **Energía superficial:** Para que pueda haber íntimo contacto entre dos partes, una debe ser capaz de mojar completamente a la otra y así adaptarse en toda su extensión. Para que esto ocurra debe existir una correcta correlación entre la energía superficial de ambas partes, o en su defecto, entre la energía superficial de las partes a unir y la tensión superficial del elemento fluido a interponer entre ellas. La energía superficial corresponde a la fuerza de atracción que producen los enlaces no saturados en la superficie de los cuerpos. Estos enlaces no saturados se producen porque los átomos ubicados hacia la superficie no tienen todos sus enlaces saturados en relación a los que están en el espesor de la materia. La energía superficial es un reflejo de la energía de cohesión del material. En los líquidos esta energía superficial se denomina tensión superficial, siendo el fenómeno que hace posible la formación de gotas. Para que exista adhesión, las superficies deben atraerse entre sí hacia su interfase, independientemente del estado en que se encuentren dichas superficies (sólido, líquido, gaseoso). Por lo tanto, a mayor energía superficial, mayor capacidad de adhesión.⁽²⁵⁾
- **Humectación:** La capacidad de un líquido de fluir y adaptarse íntimamente a una superficie se llama humectación o humectancia. Para ello se requiere que el líquido adhesivo a utilizar tome contacto íntimo y fluya fácilmente por la superficie generando una delgada capa continua. Esta forma se utiliza para poder mejorar situaciones como por ejemplo la de poner en contacto dos superficies sólidas, donde siempre quedan espacios entre ambas a nivel microscópico que no permiten su total e íntima coaptación, siendo necesaria esta proximidad a nivel atómico para poder generar adhesión de tipo primaria. Así, interponiendo un líquido entre ambas superficies de tal forma que se introduzca por los espacios vacíos, se permite que por medio de él se genere una coaptación total con ausencia de poros o espacios.⁽²⁵⁾
- **Ángulo de Contacto:** Para que un líquido (adhesivo) se adapte bien a la superficie, es decir, humecte una superficie sólida, es necesario que la superficie atraiga al líquido y que éste se deje atraer. La manera para evaluar cómo este fenómeno se produce, es midiendo la magnitud del ángulo que se forma entre la gota del líquido y la superficie del sólido. Mientras menor es el ángulo que se forma entre la tangente a la periferia de la gota del líquido y la superficie del sólido, es mejor la humectancia y por lo tanto, la capacidad de adhesión.⁽²⁵⁾

Sin duda el mecanismo de adhesión que busca el "material ideal" es la unión química primaria al diente, pero aún hasta el día de hoy no se ha logrado resolver este problema de unión específica. Pese a esto, se siguen buscando mecanismos de retención que aseguren la mayor permanencia de una restauración en la pieza dentaria y un correcto sellado de la interfase diente-restauración.

Durante las últimas décadas, la odontología ha experimentado muchos cambios en lo que se refiere a materiales adhesivos. Esto comenzó con la introducción y comercialización a mediados de los años 60 de las resinas compuestas, que como gran ventaja permitieron modificar los conceptos de preparación y diseño cavitario establecidos por Black, reemplazándolos por la idea de diseños cavitarios más conservadores que permiten preservar la estructura dentaria.

El mecanismo utilizado durante años ha sido la retención macromecánica dada por el diseño cavitario, pero junto con la introducción de las resinas compuestas se inició la búsqueda de un método eficaz a través del cual se logre una adecuada unión de la resina compuesta a la pieza dentaria, y fue así que poco a poco se fue desarrollando la denominada Técnica Adhesiva, que consiste en el grabado selectivo del esmalte. (Técnica adhesiva Convencional) o en el acondicionamiento simultáneo de esmalte y dentina

La Técnica de grabado ácido convencional nace el año 1955 con Buonocore ⁽²⁶⁾ quien descubrió que la resina acrílica podía adherirse al esmalte humano, al acondicionar éste con ácido fosfórico al 85% durante 30 segundos. Los estudios posteriores, que utilizaron concentraciones inferiores a las originales de Buonocore, indicaban que el ácido en contacto con el esmalte remueve aproximadamente 10 micrones de la superficie adamantina y crea en ella porosidades de una profundidad que va entre los 5 y los 50 micrones. Cuando se aplica una resina de baja viscosidad en el esmalte grabado, ésta fluye dentro de estas microporosidades y polimeriza creando una adhesión micromecánica al esmalte. Los trabajos de Gwinnett, Matsui y Buonocore ⁽²⁷⁾ demostraron que la formación de indentaciones ("tags") de resina era el mecanismo primario de retención al esmalte grabado con ácido fosfórico.

La Técnica de grabado Total, fue introducida en 1979 por Fusayama et al. ⁽²⁸⁾ los que lograron aumentar la fuerza adhesiva mediante el grabado simultáneo del esmalte y la dentina con ácido ortofosfórico al 37%. Con el grabado ácido total se aumenta la permeabilidad dentinaria y se descalcifica la dentina peri e intertubular, dejando la matriz colágena expuesta, mejorando así los valores de resistencia adhesiva logrados hasta esa época; sin embargo esta malla colágena expuesta ha perdido la sustentación que le otorgaban los cristales de hidroxiapatita y por lo tanto es sensible de colapsar si la superficie es desecada, requiriendo entonces de la humedad de la dentina para sostenerse. Aquí aparecía otro inconveniente, la incompatibilidad de los monómeros (hidrofóbicos) con esta humedad. ^(29, 30, 31)

En este momento es cuando surgen los "primers" o imprimantes, que corresponden a una mezcla de monómero acrílico sin relleno, que se aplican sobre la dentina desmineralizada, y que poseen moléculas con doble capacidad de reacción; éstas moléculas bifuncionales, contienen un grupo hidrofílico, para asegurar la eficiente humectación de las fibras de colágeno que han sido expuesta previamente por el agente acondicionador, y uno hidrofóbico, apto para la unión con el adhesivo o material de restauración. ^(29, 10, 30)

Estas moléculas bivalentes penetran la dentina descalcificada a través de los túbulos dentinarios, estabilizando el colágeno expuesto e incluso recuperando aquellos colapsados, aumentando así la energía superficial de la dentina. ^(28, 10, 30)

En consecuencia, se verificó que la técnica de grabado total permitía alcanzar valores de resistencia cercanos a los 35 Mpa en esmalte y 23 Mpa en dentina, sin provocar daño pulpar cuando se utilizaba un adhesivo dentinario que sellara los túbulos, previo a la colocación del composite, y además, que se podía realizar el procedimiento de adhesión en

presencia de humedad. ^(10, 30, 31)

A este nivel aparece una interfase denominada “capa híbrida”, compuesta por la malla de colágeno y dentina desmineralizada, intertubular y peritubular, impregnada por el primer y la resina de enlace polimerizados sobre este sustrato, generando una unión micromecánica para la resina y una película de sellado para la pulpa. ^(28, 29, 10, 30)

Para que se verifique la formación de la capa híbrida es necesario:

1. No desnaturalizar los péptidos dentinarios ni el colágeno.
2. La resina de enlace debe poseer moléculas con grupos bifuncionales.
3. El catalizador debe polimerizar en presencia de agua y oxígeno. ⁽³²⁾

Por otro lado, dado que la capa híbrida posee un bajo módulo de elasticidad, funciona como una zona elástica que absorbe el estrés de la polimerización del composite, disminuyendo la tensión interna de la resina, evitando que se produzcan brechas en los márgenes y una falla adhesiva posterior. ⁽³²⁾

Para conseguir la formación de la capa híbrida a lo largo del tiempo se han ido desarrollando múltiples sistemas adhesivos a dentina, y para su estudio los clasificaremos desde distintos puntos de vista. En primer lugar veremos el orden histórico en que fueron apareciendo, luego los analizaremos según el tratamiento que logran sobre la dentina, posteriormente según el tipo de solvente que poseen y por último de acuerdo al procedimiento clínico de aplicación de cada uno.

En la clasificación histórica encontramos adhesivos de:

Primera Generación: Siendo los primeros en aparecer, centraron sus esfuerzos en lograr una unión química con el tejido dentinario. Esto lo buscaron a través de una reacción de quelación entre el calcio superficial y un comonomero de NPG-GMA desarrollado por Bowen en 1965, pero en estudios experimentales obtuvo bajas cifras de resistencia adhesiva, del orden de los 2-3 Mpa. También obtuvo un mal desempeño clínico en lesiones clase V. Estos adhesivos no trataban la dentina y se componían de resinas hidrofóbicas. ^(33,34)

Segunda Generación: Aparecieron en la década de los ochenta, estos utilizaron fosfatos polimerizables añadidos al Bis-GMA para aumentar la adhesión a las estructuras mineralizadas del diente, por medio de una reacción iónica entre los grupos fosfatos negativos y el calcio con carga positiva. Posteriormente se verificó que dicha unión se hidrolizaba en presencia de humedad, además Barkeley y Cooley en 1992 compararon las fuerzas de unión de las diferentes marcas comerciales obteniendo valores que solo alcanzaban alrededor de los 7 Mpa; estos adhesivos incluían en su composición resinas hidrofóbicas e hidrofílicas. El problema de su bajo rendimiento clínico radicaba en que se unían mayormente a la capa de barro más que a la dentina subyacente. ^(33,34)

Tercera Generación: Estos adhesivos se desarrollaron junto con un acondicionador dentinario que era aplicado antes del agente de unión, logrando modificar o eliminar la capa de barro superficial permitiendo la penetración de la resina hacia la dentina subyacente, buscando así lograr una unión micromecánica y no química. Estos productos se componen de resinas hidrofílicas y alcanzan valores de resistencia adhesiva entre 9 a 18 Mpa. ^(33,34)

Cuarta Generación: La principal característica de estos adhesivos es la incorporación del concepto de grabado total de esmalte y dentina, eliminando la capa de barro dentinario y dejando una superficie dentinaria desmineralizada con sus fibras colágenas expuestas para la formación de la capa híbrida, basada en la impregnación y difusión de la resina de enlace en la dentina descalcificada, polimerizando interdigitada con la malla de colágeno. Estos se aplican en tres pasos que son el acondicionamiento ácido, imprimación y adhesivo propiamente tal. Estos adhesivos son de tipo universal, es decir, se unen a esmalte, dentina, amalgama, metal y cerámica, dando valores de resistencia adhesiva entre los 16 y 23 Mpa. ^(33,34)

Quinta Generación: Éstos son los llamados sistemas monobotella. También utilizan la técnica de grabado ácido total, lo que simplifica la aplicación y disminuyendo los pasos clínicos debido a que mezclan en una solución el primer con el adhesivo, requiriendo solo un paso previo de acondicionamiento ácido del tejido dentario. ^(33,34)

Sexta generación: En la actualidad del desarrollo de los adhesivos dentinarios está orientado a simplificar los pasos operatorios, disminuyendo etapas de la técnica y, a solucionar problemas como la sensibilidad post-operatoria de los sistemas adhesivos con grabado ácido total (cuarta y quinta generación). Fue así como aparecieron los sistemas autograbantes, que no requieren un grabado ácido previo a su aplicación, encontrándose los **Primers autograbantes** (de dos pasos) y los **Adhesivos autograbantes** (materiales todo en uno) ^(33,34)

Según el tipo de solvente del adhesivo:

1. Adhesivos con solvente acuoso (no requiere dentina húmeda).
2. Adhesivos con solvente alcohólico (preferible con dentina húmeda).
3. Adhesivo con solvente acetónico (imprescindible con dentina húmeda).

La acetona es quizás el medio más eficaz para vehiculizar a los adhesivos, siempre que este no se reseque demasiado, o dejemos muy mojada la dentina grabada. Resulta de extrema importancia asegurarse de cerrar bien los frascos, debido a que es una sustancia muy volátil, que al evaporarse dañaría el adhesivo, sin que se note ningún síntoma hasta el fracaso de los trabajos.

Los adhesivos disueltos en agua se aplican sobre dentina seca, pero tienen el inconveniente de que se pueden resecar los odontoblastos, al secar la dentina en exceso, además de conseguir fuerzas de adhesión menores. Los disueltos en etanol tienen características intermedias entre a ambos, sin solucionar mayormente los inconvenientes que presentan los otros solventes.

Según el modo de aplicación clínica:

Un primer grupo de adhesivos que modifica la capa de barro dentinario y la incorpora en el proceso de adhesión. Dentro de ellos, se pueden distinguir sistemas adhesivos de uno o dos pasos clínicos, de acuerdo a la presentación de una resina de enlace única o un "primer" más una resina de enlace.

Un segundo grupo de adhesivos son aquellos que eliminan completamente la capa de barro dentinario, subdividiéndose en sistemas adhesivos de dos y tres pasos clínicos según utilicen combinados o separadamente la resina de enlace y el "primer". Este tipo de adhesivos parte con un grabado ácido total del tejido dentario como primer procedimiento clínico.

El tercer grupo de adhesivos está representado por los denominados sistemas autograbantes debido a que disuelven y remueven simultáneamente la capa de barro dentinario, ya que combinan el primer, el acondicionador y el monómero hidrofílico en una sola presentación. Se deja actuar por 30 segundos y luego se polimeriza en un paso clínico. El principio básico es que a medida que desmineraliza superficialmente la dentina, va infiltrando con los monómeros que polimerizarán in situ, de modo que existe una continuidad desde la dentina hasta la resina de enlace, sin dejar una capa de primer hidrofílico en la base de la zona descalcificada.

Los adhesivos que modifican la capa de barro dentinario sin retirarla, se basan en el mecanismo de protección, que como barrera natural para el órgano pulpar constituye esta capa, evitando la invasión bacteriana y limitando el paso de fluidos de los túbulos que afectaría la unión del adhesivo. Los valores de adherencia de estos productos son leves por cuanto la interacción con la dentina es superficial, debido a una limitada penetración de la resina. Clínicamente estos adhesivos necesitan un acondicionamiento del esmalte por separado.

En el caso de los adhesivos que eliminan la capa de barro dentinario, su mecanismo primario y función principal se basan en la formación de la capa híbrida y de las prolongaciones intracanaliculares de resina. Con respecto a los ácidos acondicionadores que están como alternativa al fosfórico (ácido cítrico, maleico, nítrico y oxálico), existe una controversia relacionada con la posible ineficacia para lograr un correcto grabado del esmalte.^(33, 34, 35, 36)

Considerando el desarrollo de los sistemas de adhesión podríamos decir que durante el último tiempo han sido dos los adhesivos dentinarios que han tenido el mayor desarrollo: los adhesivos monobotella y los adhesivos con primer autograbante. Esto responde a las necesidades de simplificación de los procedimientos clínicos y una disminución del tiempo utilizado en su aplicación, así como una menor sensibilidad de la técnica y un funcionamiento equivalente tanto en esmalte como en dentina.⁽³⁰⁾

Los adhesivos monobotellas en general, están compuestos por sustancias como HEMA o PENTA que realizan la función del primer, combinados con resinas de baja viscosidad y poseen solventes que facilitan el intercambio de agua por el monómero, de modo de mejorar la penetración de la resina dentro del colágeno (etanol o acetona).

Existen una serie de factores que afectan la adhesión, tales como la profundidad de la dentina, concentración de calcio, edad, humedad, humectabilidad superficial, dentina cariada, dentina esclerótica, dirección de los túbulos, y estrés de polimerización relacionado a la configuración cavitaria, entre otros. ^(28, 29, 10, 30)

Además de todos los factores anteriores, debemos considerar que las características de humectabilidad y fluidez del adhesivo, sumadas al efecto de la fuerza de gravedad, y el escurrimiento provocado por el adelgazamiento con aire, generan diferencias en el grosor de la capa adhesiva, ya que esta fluiría hacia los ángulos internos y piso de la cavidad, aumentando su grosor en esas zonas y disminuyéndolo en las paredes laterales, de modo que no se conseguirá una capa adhesiva de grosor uniforme que entregue una resistencia óptima. Es por esto que en algunos estudios se ha propuesto modificar la manipulación del adhesivo mediante una técnica modificada que consiste en frotar la superficie con adhesivo por 20 segundos, para lograr una capa híbrida uniforme. ^(28, 29, 10, 30)

En el desarrollo de la odontología adhesiva, como antes ya fue mencionado no existe aún ningún material restaurador que logre una unión diente-restauración similar a la unión natural entre esmalte y dentina. Es por esto que la investigación científica se encuentra enfocada en la búsqueda de un material odontológico que consiga una adhesión química a la estructura dentaria de manera de eliminar o disminuir el problema de la microfiltración. En las resinas compuestas la interfase diente restauración no posee la suficiente fuerza adhesiva para asegurar que en el 100 % de los casos se logre resistir el stress producido durante la contracción de polimerización, por lo cual las casas dentales trabajan activamente en mejorar estas adversidades y es así que generan continuamente nuevos productos comerciales, en los que varían los tipos y las cantidades de relleno inorgánico, como también los componentes de la matriz orgánica, con el fin de obtener fundamentalmente mejor adaptación marginal, mayor resistencia adhesiva y por ende menores posibilidades de microfiltración. ^(28, 29, 10, 30)

Es así que en la actualidad se trabaja en la incorporación de nanopartículas, que actuarían mejorando las propiedades físicas del adhesivo proporcionándole una mayor resistencia adhesiva, menor contracción de polimerización y una mayor estabilidad térmica. De esta manera se actúa reforzando la red colágena y favoreciendo la disminución de fracturas adhesivas y cohesivas de la capa híbrida. ⁽³⁷⁾

Por todo lo expuesto anteriormente es que el presente estudio pretende analizar, mediante el uso del microscopio electrónico de barrido, en forma comparativa, dos sistemas adhesivos elaborados por una misma empresa, uno de los cuales posee partículas de nanorrelleno las que aumentarían la resistencia adhesiva, disminuiría la infiltración marginal y formaría una capa homogénea sobre la superficie destinaria lo que provocaría un mejor sellado, evitando la comunicación con el medio bucal y la consecuente infección posterior.

Los adhesivos a comparar son:

- **Single Bond (3M ESPE)** que corresponde a un adhesivo de quinta generación, para utilizar con la técnica de grabado ácido total. Está compuesto de una solución de agua, etanol, HEMA, BIS-GMA, dimetacrilatos, copolímeros funcionales de metacrilato de ácido poli-itcónico. Este adhesivo es presentado por sus fabricantes como un adhesivo que utiliza la técnica de adhesión en húmedo y está diseñado para actuar sobre una superficie acondicionada con ácido fosfórico al 35%.⁽³⁸⁾
- **Single Bond 2 (3M ESPE)** también es un adhesivo de quinta generación, para uso con técnica de grabado ácido total, que se basa en el anterior (Single Bond). Está compuesto de una solución de agua, etanol, HEMA, BIS-GMA, dimetacrilatos, copolímeros funcionales de metacrilato de ácido poli-itcónico al igual que su predecesor; la novedad en este sistema es la incorporación de tecnología de nanorrelleno similar a la utilizada en la resina Filtek™ Supreme Universal Restorative, lo que contribuye a un mejor desempeño en cuanto a una mayor resistencia adhesiva (fig. 5) y menor microfiltración. Las partículas nanométricas (5 nanómetros) se encuentran dispuestas de tal forma que no aglomeran, dándoles estabilidad en la mezcla e impidiendo que éstas precipiten. De esta manera no es necesario batir el adhesivo antes de su uso (fig. 6). (todo esto según el fabricante)⁽³⁹⁾

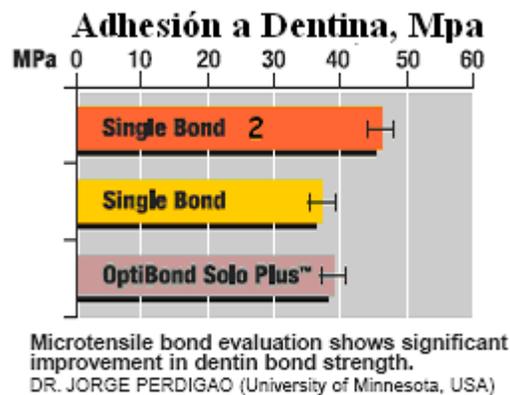


Fig. 5: Gráfico que muestra la mayor adhesión a dentina del Single Bond 2 (según 3M ESPE)

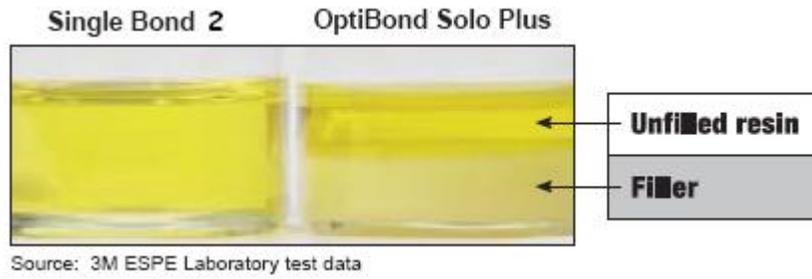


Fig. 6: Se observa que el nanorrelleno no precipita (según 3M ESPE)

HIPÓTESIS

Existen diferencias entre la capa de adhesivo formada sobre la superficie dentinaria por el adhesivo Single Bond 2, y la que forma el adhesivo Single Bond.

OBJETIVO GENERAL

Determinar si existen diferencias entre la capa de adhesivo formada sobre la superficie dentinaria por el adhesivo Single Bond 2, y la que forma el adhesivo Single Bond.

Objetivos específicos

1. Determinar la homogeneidad de la capa adhesiva formada por el adhesivo Adper Single Bond.
2. Determinar la homogeneidad de la capa adhesiva formada por el adhesivo Adper Single Bond 2.
3. Analizar comparativamente los resultados obtenidos, según las cualidades de ambos sistemas adhesivos.
4. Proyectar hipotéticamente un comportamiento clínico de las conclusiones obtenidas.

MATERIALES Y MÉTODOS

Este estudio se realizó en el Laboratorio de Biomateriales Dentales del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, y en el Laboratorio de Biología Celular de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile.

Se utilizaron 8 molares naturales, humanos, sanos y recientemente extraídos; los cuales fueron mantenidos en una solución de suero fisiológico y formaldehído al 2% para conservar su estado se hidratación.

A cada molar se le efectuaron 2 cortes perpendiculares al eje axial de la pieza dentaria. Uno a nivel del tercio oclusal y otro a nivel del tercio medio para obtener, de esta manera discos de aproximadamente 2 mm de alto. (fig 7)

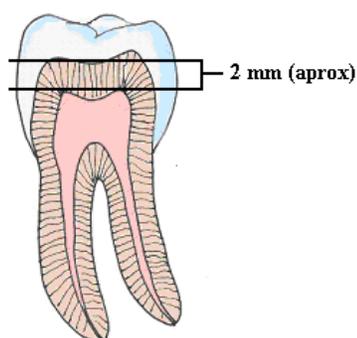


Fig. 7: Corte del disco

Una vez obtenidos los discos fueron mantenidos en suero fisiológico hasta el momento de la aplicación del adhesivo.

En dichos discos se efectuó un grabado ácido de esmalte y dentina según la técnica estandarizada (20 segundos esmalte y 10 segundos dentina) con ácido ortofosfórico al 37%. Luego se lavó por 20 segundos y se secó suavemente, evitando la desecación de la dentina.

A cuatro de los discos se les aplicó el adhesivo Single Bond y a los otros cuatro se les aplicó el adhesivo Adper Single Bond 2 con nanorelleno siguiendo las instrucciones del fabricante. Posteriormente se procedió a su fotopolimerización.

A continuación de la aplicación del adhesivo los discos fueron conservados en una estufa a 37° C y 100% de humedad relativa para simular las condiciones del medio bucal.

Posteriormente dichos discos fueron preparados y observados en el microscopio electrónico de barrido (Digital Scanning Microscope DSM 940 Zeiss) a diversos aumentos, para lo cual fueron sombreados con paladio en un aparato Polaron E5000, y montados en soportes metálicos.

Finalmente se analizaron dichas observaciones y se compararon las muestras comparando las cualidades de ambas capas de adhesivo en busca de diferencias.

RESULTADOS

Al observar las muestras preparadas con el adhesivo convencional (Single Bond) en el Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) nos encontramos con que:

- ✓ A un aumento inicial de 15X las cuatro muestras analizadas se presentan homogéneas (fig. 8), salvo por la presencia de defectos propios de la técnica de aplicación (artefactos)

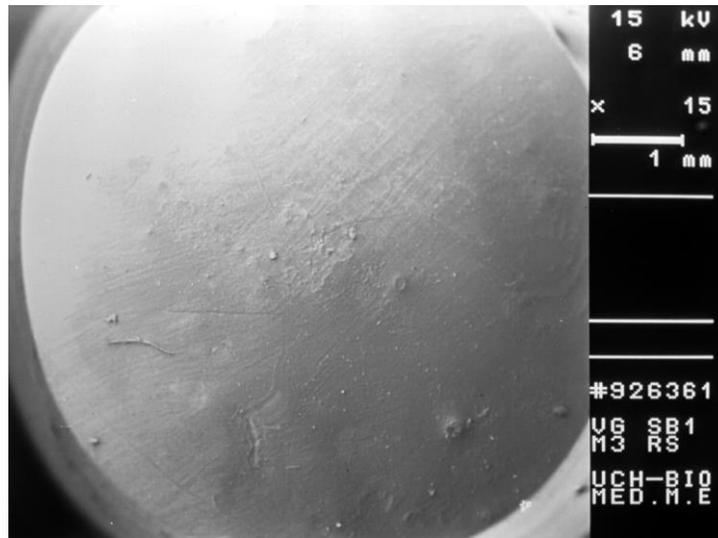


Fig. 8: Muestra de Single Bond a 15X

- ✓ A un mayor aumento (1150X) se ve que la homogeneidad de la capa de adhesivo se pierde observándose lagunas de diente sin adhesivo (fig. 9)

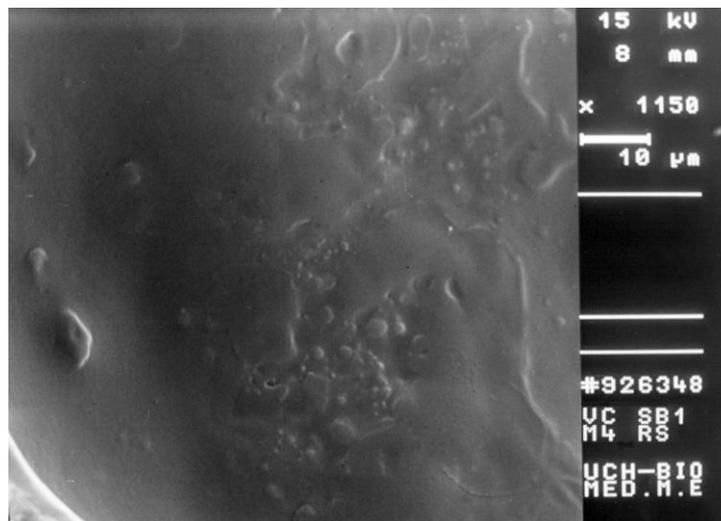


Fig. 9: Muestra de Single Bond a 1150X

Por lo tanto en vista de lo observado podemos decir que la capa formada por el adhesivo convencional Single Bond, microscópicamente, no es homogénea.

En cuanto a las cuatro muestras preparadas con el adhesivo con nanorelleno (Single Bond 2) podemos decir que al hacer las observaciones correspondientes presentaron el siguiente comportamiento:

- ✓ A un aumento inicial de 15X las cuatro muestras analizadas se presentan homogéneas (fig. 10), salvo por la presencia de defectos propios de la técnica de aplicación (artefactos)

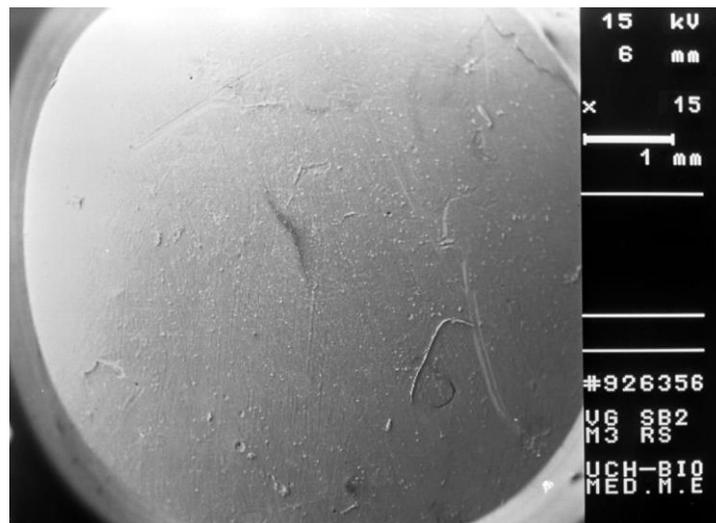


Fig. 10: Muestra de Single Bond 2 a 15X

- ✓ A un mayor aumento (1550X) se ve que la homogeneidad de la capa de adhesivo se pierde observándose lagunas de diente sin adhesivo además de aglomeraciones de material que podrían ser por nanorelleno (fig. 11)

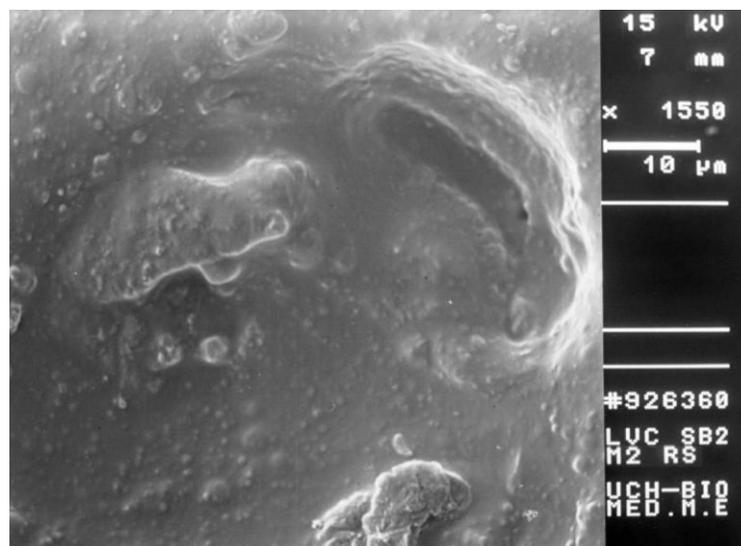


Fig. 11: Muestra de Single Bond 2 a 1550X

En consecuencia con lo observado podemos decir que la capa formada por el adhesivo con nanorelleno Single Bond 2, microscópicamente, tampoco es homogénea.

DISCUSIÓN

El análisis de los resultados obtenidos en este estudio, indica que tanto el Single Bond como el Single Bond 2 no forman una capa homogénea de adhesivo sobre la superficie dentinaria.

A un bajo aumento, ambos grupos en estudio se observan homogéneos, en tanto que a un aumento mayor se pueden observar lagunas en donde el material no cubrió la superficie de las muestras, dejando dentina expuesta. La diferencia entre las dos muestras en estudio radica en que las muestras preparadas con Single Bond 2 presentaron, además de menos lagunas sin adhesivo, sectores en donde se producían acumulaciones de material.

Esta discrepancia entre las muestras se podría explicar por las diferencias entre los componentes de ambos materiales. Según los datos aportados por el fabricante (3M ESPE Dental) ambos adhesivos estarían compuestos por: BisGMA, HEMA, dimetacrilatos, copolímero de vitrebo, etanol/agua y sistema fotoiniciador CPQ. La novedad sería la incorporación de un **nanorelleno de sílice de 5 nm de diámetro**⁽³⁹⁾ en el Single Bond 2, lo que provocaría estas aglomeraciones de material al analizar las muestras a un aumento mayor.

La forma particular que adquiere la capa de adhesivo con nanorelleno (aumentando la superficie de contacto entre el adhesivo y la resina y generando microretenciones), así como el relleno por si mismo, podrían ser lo que provocan que el Single Bond 2 presente una mayor resistencia a la fuerza adhesiva al cizallamiento que su homólogo convencional, como se demuestra en el estudio realizado por Saavedra y Bader en el año 2006.⁽⁴⁰⁾

Así mismo la menor cantidad de lagunas de dentina sin material podría ser lo que favorece una menor microfiltración que su homólogo convencional, como se puede apreciar en el estudio realizado por Beñaldo y Bader en el año 2005.⁽⁴¹⁾

De esta manera las nanopartículas actúan como relleno que se añade al sistema adhesivo permitiendo tener un mayor porcentaje volumétrico de relleno, y una menor cantidad de matriz orgánica. De esta forma se pretende mejorar sus propiedades físicas proporcionándole una mayor resistencia adhesiva, menor contracción de polimerización y una mayor estabilidad térmica.

CONCLUSIONES

Considerando los resultados obtenidos y de acuerdo a la metodología utilizada en este estudio, se puede decir que:

1. Tanto el adhesivo Single Bond como el Single Bond 2 no formaron una capa homogénea de material sobre la superficie dentinaria.
2. En términos generales, las diferencias entre la capa de adhesivo formada por el material convencional (Single Bond) y el con nanorelleno (Single Bond 2) no son significativas, ya que pese a que el Single Bond 2 presenta un menor número de lagunas de dentina descubierta, así como unos cúmulos de material que probablemente se deben al nanorelleno, las dos se observan homogéneas y similares a un bajo aumento; y ambas superficies presentan lagunas a un aumento mayor
3. En definitiva, y a la luz de los resultados obtenidos en este estudio no se acepta la hipótesis: “Existen diferencias entre la capa formada sobre la superficie dentinaria por el adhesivo Single Bond 2, y la que forma el adhesivo Single Bond.”

SUGERENCIAS

Se sugiere a modo de complementación del presente estudio:

- A. Realizar un estudio de similares características con un mayor número de muestras.
- B. Realizar un estudio al microscopio electrónico de la capa híbrida para poder comparar el grado de penetración de ambos adhesivos en los tags dentinarios.
- C. Para futuros estudios sobre temas similares, buscar la manera de aplicar el adhesivo sobre la superficie dentinaria de las muestras, en un lugar libre de partículas contaminantes (por ejemplo una cámara de vacío) para evitar potenciales artefactos en las muestras.

BIBLIOGRAFÍA

1. ALONSO CALATRAVA L. "La Microfiltración como un problema clínico" Acta Odontol Venez. 1987 Sep-Dec; 25(3):441-50.
2. ALPERSTEIN K.S., Graver M.T., Herold R.C. "Marginal leakage of glass-ionomer cement restorations". J Prosthet Dent. 1983; 50: 803-807.
3. BROWN P., "Caries", Facultad de Odontología U. De Valparaíso, 1991, 149p., p.3-38. Cap 1 y 2
4. GUTMAN J., "The dentin-root complex: Anatomic and biologic in restoring endodontically treated teeth". J. Of Prosthet. Dent. 1992; 67: 458-67
5. REEH E. *et al.* "Reduction of tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures". J. Endodon. 1989; 15: 512-16
6. IGLE J. BAKLAND L., "Endodoncia" 4^{ta} edición. Atlampa, México. M^c Graw-Hill Interamericana. 990 pag. 1996. Capítulo 21, páginas 920-68.
7. GEGAUFF A. "Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns" J. Prosthet. Dent. 84, 2:169-79. Aug 2000
8. SORENSEN J., MARTINOFF J. "Intracoronar reinforcement and coronal coverage: A study of endodontically treated teeth" J. Prosthet. Dent. 1984; 51:780-4
9. SEDGLEY C., MESSER H. "Are endodontically treated teeth more brittle?" J. Endodon. 1992 18; 7: 332-5
10. BARRANCOS J., "Operatoria Dental", 3^o edición, Editorial Médica Panamericana, B.B.A.A, 1992, 1176 p., p 567-577, cap. 17.
11. Apuntes Biomateriales Dentales, Tomo I, Facultad de Odontología, Universidad de Chile, 1997.
12. CRAIG R., O BRIEN E., POWERS S.; "Materiales Dentales, Propiedades y Manipulación", 6^o Edición; Ed. Mosby, Madrid, 1996, 294p., p.55-78, Cap.4.

13. EHRMANTRAUT, M. Y BADER M., "Materiales Dentales". Apuntes del Área de Biomateriales Dentales de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile, 1995. p. 7-17. Cap 12.
14. BRIEN W., "Dental Materials And Their Selection", 2° Edición, Ed. Quintessence Books, EEUU., 1997, 421., p. 39-50, Cap4.
15. PHILLIPS R. "La Ciencia de los materiales dentales" Décima edición capítulos 2, 10 y 12, 2001
16. BADER M. "Resinas Compuestas" Apuntes de segundo año, 1993, Facultad de Odontología. Universidad de Chile, 1997.
17. JONES D., "Dental Composite Biomaterials", J. Can. Dent, Assoc., 64: 732-734, 1998.
18. ROBERSON, T., HEYMANN, H, STURDEVANT, J, CLIFFORD, M., "Operatoria Dental". Arte y Ciencia. Tercera Edición, Editorial Mosby, Madrid, 1999
19. BERTOLDI A. "Nanotecnología en la formulación de nuevos composites". www.red-dental/ot006301.htm
20. EHRMANTRAUT, M. Y BADER M., "Polimerización de Resinas Compuestas a través de Estructuras Dentarias". Rev. Fac. De Odontología Universidad de Chile 12 (2): 22-27, 1994.
21. LETZEL, H., "Survival Rates and reasons for Failure of Posterior Composite Restorations in Multicentre Clinical Trial". J. Dent, 17, p. 10-17, 1989
22. LUTZ F. ET AL., "Quality and Durability of Marginal Adaption in Bonded Composite restorations", Dent. Mater., 7 : 107-113, 1991.
23. BRAEM ..M. ET AL ., "Mechanical properties and filler fraction of dental composites", Dent. Mater., 5: 346-349, 1989.
24. GUZMÁN H.J. "Biomateriales Odontológicos de uso Clínico" 1era Edición Editorial Presencia Ltda. 1990. 284(4): 31-44
25. BADER M. y col. "Biomateriales Dentales" Adhesión. 1ª edición Tomo 1 1996. p. 49-62.

26. BUONOCUORE M. "A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to the enamel surfaces" J. Dent. Res., 34(6): 849-853, December 1955
27. BUONOCUORE M. G., MATSUI A, GWINETT A. " Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding" Arch Oral Biol. 1968, 13:61
28. SWIFT E., PERDIGAO J., HEYMANN H. " Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art" Quintessence Int. 1955.
29. PHILLIPS R. " La ciencia de los materiales dentales" 10° Edición Cap: 2,10 y 12, 2001
30. WATSON V., ARMELLINI D. "Adhesion state actual" Acta Odont. Venezolana, 1996, 34(1): 11-16
31. VAN MEERBECK B., PERDIGAO AND COL. "The clinician performance of adhesives" Journal of dentistry N° 26, 1998
32. WALSHAW P. *et. al.* "Clinical considerations for optimal dentinal bonding" Quintessence Int. 1996 ; 27 : 619-25
33. SWIFT EJ Jr. "Dentin/enamel adhesives: review of the literature" Pediatr. Dent. 24(5): 456-61 2002
34. KUGEL G., FERRARI M. "The science of bonding: from first to sixth generation" JADA 131: 20-25. 2000
35. TAY F., PASHLEY D. "Aggressiveness of contemporary Self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers" Dent. Mater. 17(4):269-308. 2001
36. PERDIGAO J., GERALDELI S. "Bonding characteristics of self-etching adhesive to intact versus prepared enamel" J. Esthet. Restor. Dent. 15(1): 32-41. 2003
37. PERDIGAO J & LOPEZ M. "Dentin bonding. Question for the new millennium." Journal of Adhesive Dentistry. 1999; 1 (3): 191 – 209.
38. 3M ESPE. Single Bond, sistema adhesivo dental, perfil técnico del producto. www.multimedia.mmm.com/mws/mediawebserver.dyn?uuuuuuc04ehUnx7UGx7uuuPJtEttttS-

39. 3M ESPE. Single Bond 2, sistema adhesivo dental, perfil técnico del producto. www.multimedia.mmm.com/mws/mediawebserver.dyn?uuuuuuc04ehUnx7UGx7uuuPJtEttttSb2-
40. BADER, MARCELO & SAAVEDRA, PEDRO “Estudio comparativo *in vitro* de la resistencia a la fuerza de cizallamiento de un adhesivo con nanorelleno y uno convencional” Tesis en materiales Dentales para optar al título de Cirujano Dentista de la Facultad de Odontología de la U. de Chile. 2006
41. BADER, MARCELO & BEÑALDO, CLINTON “Estudio comparativo *in vitro* de la microfiltración de restauraciones de resina compuesta realizadas con un sistema adhesivo convencional y otras realizadas con un sistema adhesivo con nanorelleno” Tesis en materiales Dentales para optar al título de Cirujano Dentista de la Facultad de Odontología de la U. de Chile. 2005