

**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA
AREA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS**

“ANÁLISIS COMPARATIVO “*IN VITRO*” DE LA FILTRACIÓN MARGINAL DE RESTAURACIONES DE RESINA COMPUESTA REALIZADAS CON UN ADHESIVO VIGENTE Y CON UN ADHESIVO VENCIDO”.

DAVID ALONSO LISBOA HERRERA.

**TRABAJO DE INVESTIGACION
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL:
Prof. Dr. Marcelo Bader Mattar.**

**TUTOR ASOCIADO:
Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut Nogales.**

**Santiago - Chile
2006**

**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA
AREA DE BIOMATERIALES ODONTOLÓGICOS**

“ANÁLISIS COMPARATIVO “*IN VITRO*” DE LA FILTRACIÓN MARGINAL DE RESTAURACIONES DE RESINA COMPUESTA REALIZADAS CON UN ADHESIVO VIGENTE Y CON UN ADHESIVO VENCIDO”.

DAVID ALONSO LISBOA HERRERA.

**TRABAJO DE INVESTIGACION
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL:
Prof. Dr. Marcelo Bader Mattar.**

**TUTOR ASOCIADO:
Prof. Dr. Manuel Ehrmantraut Nogales.**

**Santiago - Chile
2006**

Dedicatoria.

A mis padres, ya que el hecho de que yo haya llegado a esta instancia de mi vida es fruto de su esfuerzo y corrección.

A todas las personas que me incluyeron en sus oraciones para que pudiera aprobar satisfactoriamente mis evaluaciones.

A María Victoria, por tolerar incondicionalmente mi intensa dedicación al estudio en mis años de estudiante universitario e incluso desde antes.

A mi país y a la Universidad de Chile, por proporcionarme becas que hicieron posible llevar a cabo y concluir mis estudios.

Nuevamente a la Universidad de Chile, por darme las herramientas para lograr autosustentarme y realizarme después de tanto esfuerzo.

Agradecimientos.

Al Doctor Marcelo Bader por cumplir de manera eficiente y diligente sus labores de tutor de tesis y por estar siempre con gran disposición a colaborar con el desarrollo de esta tesis.

Al Doctor Manuel Ehrmantraut Por colaborar gentilmente en la parte experimental de este estudio.

A la Srta. Patricia Herrera, secretaria de la asignatura de Biomateriales Odontológicos por su buena disposición con los alumnos.

Indice.

Introducción	1
Marco teórico	5
-Clasificación de las resinas compuestas.....	22
-Adhesión.....	26
-Adhesión a tejidos dentarios.....	33
-Sistemas de adhesión para resinas compuestas (clasificaciones).....	38
Hipótesis	53
Objetivo general	53
Objetivos específicos	53
Materiales y métodos	54
Resultados	60
Discusión	64
Conclusiones	66
Sugerencias	67
Resumen	68
Referencias bibliográficas	70

Introducción.

La caries es una enfermedad infectocontagiosa, polimicrobiana, multifactorial y localizada de los dientes, que se caracteriza por la desintegración progresiva de sus tejidos calcificados, debido a la acción de microorganismos sobre los carbohidratos fermentables provenientes de la dieta. Debido a esto último se produce la desmineralización de la porción mineral y la disgregación de la parte orgánica⁽¹⁾⁽²⁾. Su incidencia en la población mundial es de un 94%, y en nuestro país de un 98% por lo cual constituye uno de los principales problemas de salud pública en el mundo⁽³⁾⁽⁴⁾.

Una vez que la caries ha cavitado la superficie del diente, las medidas preventivas suelen ser insuficientes para evitar que siga avanzando la lesión. En tales casos hay que recurrir a la supresión quirúrgica de la lesión y a la restauración del diente. Para detener la progresión de la lesión, en la actualidad el tratamiento quirúrgico es el más utilizado para combatir la caries, dejando como secuela una lesión cavitada. La Odontología Restauradora tiene como objetivos reparar dicha lesión, devolviendo la anatomía y funcionalidad de aquellas piezas dentarias afectadas por la caries dental, así como también, en aquellos casos generados por traumatismos, malformaciones congénitas y/o hereditarias, que también pueden generar una pérdida de sustancia y/o debilitamiento de los tejidos dentarios⁽⁵⁾. A consecuencia del incremento de la demanda de restauraciones estéticas por parte de los pacientes, se han generado intensivas investigaciones sobre materiales adhesivos con especial atención sobre alternativas a la amalgama. Además, desde siempre se han necesitado materiales de

restauración que tengan el aspecto de los tejidos dentales naturales y que se puedan aplicar directamente a una preparación cavitaria con la plasticidad adecuada. Entre los biomateriales estéticos que logran resultados ópticos satisfactorios encontramos a las resinas compuestas o composites, que aparecieron en el comercio hacia 1960 y su empleo ha ido aumentando progresivamente, hasta convertirse actualmente en el material más usado para restauraciones estéticas directas ⁽⁶⁾.

Para lograr la adhesión mecánica microscópica entre dos sólidos, la distancia o grado de aproximación entre ellos, no deberá superar las milésimas de milímetro, y en principio, es casi imposible lograr contacto entre partes sólidas a un nivel más allá del que permite lograr adhesión mecánica macroscópica, o sea del orden de las décimas de milímetros. La interfase diente-resina compuesta no es la excepción, ya que las resinas compuestas en su mecanismo de endurecimiento por polimerización, llevan implícita una contracción y por ello de no haberse generado la suficiente adhesión se produce una separación entre ambas estructuras, generando microfiltración marginal ⁽⁷⁾. Sólo con la interposición de un elemento líquido suele intentarse una aproximación suficiente entre sólidos como para acercarlos hasta una distancia de un orden de magnitud adecuado para obtener adhesión mecánica microscópica o idealmente la adhesión química. Por este motivo, las técnicas adhesivas en general, incluyen casi siempre el empleo de una sustancia líquida que se interpone entre dos superficies sólidas, y que es endurecida *in situ*, principio que también se utiliza con las resinas compuestas para adherirlas a los tejidos dentarios ⁽⁷⁾. El mecanismo de unión de los agentes adhesivos está basado en la penetración

de moléculas anfipáticas dentro de las estructuras dentarias previamente acondicionadas. Solventes miscibles en agua, como etanol o acetona, son comúnmente utilizados para facilitar la penetración de los monómeros y obtener un contacto directo de la resina con el tejido dentario, lo cual resulta en una zona que es una mezcla de resina polimerizada y fibrillas colágenas enmarañadas, según se trate de esmalte o dentina denominada **como capa híbrida** ⁽⁸⁾.

La estabilidad de la composición química de los sistemas adhesivos, juega un rol preponderante en el resultado clínico a obtener. Los adhesivos dentinarios poseen una fecha de vencimiento, la cual, según afirman algunos fabricantes y distribuidores, es nada más que una fecha de vencimiento nominal, es decir, podría utilizarse clínicamente un adhesivo que ya haya expirado en su fecha de vencimiento sin existir diferencias en su desempeño clínico en comparación con un adhesivo con su fecha de vencimiento vigente. Sin embargo, existe la duda al respecto de que sucede con estos materiales, cada vez que los frascos son abiertos para dosificar su contenido y aplicarlos sobre las estructuras acondicionadas. Lo anterior, por cuanto, la estabilidad de los solventes es relativa, y su potencial evaporación podría alterar la composición, y por lo mismo el efecto esperado para lograr una adhesión eficaz.

En virtud de lo anterior, el presente estudio pretende determinar en qué medida un adhesivo dentinario (malamente llamado así), con su fecha de vencimiento ya cumplida puede comportarse eficazmente en el sellado marginal de una restauración de resina compuesta en comparación con el mismo adhesivo con su fecha de

vencimiento vigente.

Marco teórico.

Tan antigua como el ser humano, la caries es una de las enfermedades cuyos índices la ubican entre las de más alta frecuencia, al punto de haberse constituido en el más grave y constante problema para los programas de salud bucal en el mundo⁽²⁾, ya que su incidencia a nivel mundial es de un 94% y en nuestro país un 98%.⁽³⁾⁽⁴⁾ A inicios del presente siglo XXI, su manejo se sustenta –antes que en las destrezas restauradoras del detrimento que ocasiona –en el rigor diagnóstico y este a su vez, en su etiología⁽²⁾.

La caries es una enfermedad infecciosa y transmisible que afecta a las estructuras dentarias, y que se caracteriza por la desintegración progresiva de sus tejidos calcificados, debido a la acción de microorganismos sobre los carbohidratos fermentables provenientes de la dieta. Como resultado, se produce la desmineralización de la porción mineral y la disgregación de su parte orgánica, referentes consustanciales de la dolencia. Cabe destacar que **caries** es la denominación exclusiva para la enfermedad, mientras que la **lesión cariosa** corresponde al detrimento que produce en los dientes. Corresponde dejar en claro esta acotación, debido a que por extensión, hasta las últimas décadas del siglo XX se denominaba caries a las lesiones que producen el deterioro de las estructuras dentarias, lo cual en el siglo XXI representa un anacronismo que se presta para confundir la enfermedad caries con sus expresiones clínicas, las lesiones cariosas⁽²⁾.

El control actual de las lesiones cariosas cavitadas se basa predominantemente en la

supresión clínica de la zona infectada del diente y la posterior restauración de la forma, la función y la estética dentales. El tratamiento clínico específico dependerá de la extensión de la destrucción que se haya producido ⁽⁹⁾.

Dentro de los materiales plásticos de restauración directa usados para sustituir los tejidos dentarios perdidos, encontramos a las amalgamas y las resinas compuestas. Las amalgamas se han mantenido por más de un siglo como material de elección para restauración operatoria de molares y premolares, fundamentalmente por su alta resistencia mecánica, técnica de fácil manejo, bajo costo, excelente adaptación, pulido y éxito comprobado en el tiempo⁽¹⁰⁾. Sin embargo en la década de los ochenta este material disminuye su popularidad por problemas propios de su naturaleza, tales como corrosión, el deslustre y su nula adhesión a las estructuras dentarias, por lo que carecen además del efecto reforzador de las restauraciones adhesivas, favoreciendo el riesgo de fractura cuspea. Esto último se ve favorecido por la remoción de tejido sano que requieren para su retención y estabilización ⁽¹¹⁾, lo que se suma a la potencial toxicidad del mercurio, a las tinciones que provoca a la estructura dentaria y a las deficientes propiedades estéticas ⁽¹²⁾.

La existencia de la enfermedad caries, ha permitido principalmente el desarrollo de lo que llamamos Odontología Restauradora, ya que por la destrucción de los tejidos dentarios, secuela del proceso carioso, es necesario devolver la morfología, y por lo tanto, las funciones de las estructuras perdidas. Desde este punto de vista la Odontología restauradora tendría cinco objetivos que cumplir ⁽¹³⁾:

1. Devolver la forma anatómica, es decir, restituir la estructura perdida, con una morfología similar a la natural en pro de la mejor funcionalidad y estética posible ⁽¹³⁾.
2. Devolver armonía óptica, es decir, al restituir los tejidos perdidos con los materiales disponibles, estos deben poseer color, translucidez, opacidad, opalescencia y textura lo más parecido posible a los tejidos naturales ⁽¹³⁾.
3. Lograr integridad marginal, es decir, lograr que la interfase diente restauración forme un continuo con los tejidos dentarios y el material restaurador ⁽¹³⁾.
4. Devolver y mantener la salud del complejo pulpodentinario y de la estructura ósea peridentaria, esto al ser removida la noxa que implica la caries además de evitar el contacto del complejo pulpodentinario con el medio bucal y permitiendo la higienización en especial en márgenes cervicales y proximales ⁽¹³⁾.
5. Recuperar y mantener el equilibrio del ecosistema bucal. Evitando favorecer el desarrollo de placa bacteriana cariogénica en la superficie y márgenes de la restauración, liberando flúor al medio bucal, aumentando así la resistencia de las piezas dentarias a la consolidación de la lesión cariosa ⁽¹³⁾.

Para reemplazar los tejidos dentarios perdidos existen diferentes materiales en el mercado, de los cuales es necesario conocer sus propiedades al momento de seleccionar alguno para su uso clínico como por ejemplo: biocompatibilidad, propiedades físico-químicas, estética y economía ⁽¹⁴⁾. Estos materiales se pueden

agrupar y clasificar de diferentes formas, a continuación se presentan las clasificaciones más utilizadas ⁽¹⁵⁾:

1. Según la estructura y origen del material restaurador:

- a) Materiales metálicos: Como por ejemplo la amalgama dental y las aleaciones metálicas.
- b) Materiales cerámicos: Como la porcelana y los cementos de vidrio ionómero.
- c) Materiales orgánicos: Como las resinas acrílicas.
- d) Materiales combinados: Como las resinas compuestas, los compómeros, los cerómeros y ormoceres ⁽¹⁵⁾.

2. Según el estado en que se colocan sobre el diente:

- a) Materiales plásticos de obturación directa: Son materiales que no requieren asistencia del laboratorio dental para su utilización y que se depositan en las cavidades operatorias en consistencia plástica, de manera tal que permiten su adecuada adaptación a la preparación operatoria y su correspondiente modelado y endurecimiento en una misma sesión clínica. En este grupo se encuentran los materiales de origen cerámico (como los cementos de vidrio ionómero convencionales), metálico (como las amalgamas), orgánico, (como las resinas acrílicas), y combinados (como las resinas compuestas, compómeros, cerómeros y ormoceres).
- b) Materiales rígidos de obturación indirecta: Son materiales que ameritan colaboración del laboratorio dental para confeccionar las restauraciones sobre un

modelo de trabajo, para que luego de terminadas sean cementadas en estado rígido sobre la pieza dentaria a restaurar. En este grupo encontramos materiales de origen metálico (aleaciones para colados), cerámicos (porcelanas), y combinados (polímeros reforzados) ⁽¹⁵⁾.

3. Según la ubicación de la pieza dentaria a restaurar en la arcada:

a) Materiales para piezas dentarias anteriores: en este grupo se encuentran todos aquellos materiales que presentan gran estética, como son las resinas compuestas, las porcelanas y el vidrio ionómero de restauración.

B) Materiales para piezas dentarias posteriores: en este grupo se encuentran todos aquellos materiales que presentan propiedades estéticas menores (relacionado con la capacidad de pulido y la variedad de colores), pero que presentan una mayor resistencia a las exigencias mecánicas, como por ejemplo, las amalgamas, las resinas compuestas para dientes posteriores, aleaciones metálicas y porcelana ya sea fundida sobre metal o sola.

c) Materiales multipropósito: son aquellos que pueden utilizarse indistintamente, en ambos sectores de la boca, es decir, el mismo producto se puede utilizar en restauraciones anteriores y posteriores, como por ejemplo, las resinas compuestas microhíbridas, la porcelana sola, o fundida sobre metal, el cemento de vidrio ionómero, etc. ⁽¹⁵⁾.

Desde siempre, se han necesitado materiales de restauración que tengan el aspecto de los tejidos dentales naturales, y que se puedan aplicar directamente en una

preparación cavitaria con la plasticidad adecuada. Los pacientes demandan restauraciones estéticas, especialmente en el sector anterior de la boca, y los materiales de obturación directa tienen la ventaja del ahorro de tiempo y dinero en las restauraciones.

Históricamente se han usado cuatro tipos de materiales para restauraciones estéticas directas:

1. Cementos de silicatos
2. Polímeros acrílicos sin relleno
3. Polímeros de dimetacrilatos con rellenos cerámico (Composites)
4. Ionómeros de restauración.

Los **cementos de silicatos** comenzaron a utilizarse a finales del siglo XIX y se utilizaron ampliamente hasta los años setenta ⁽¹⁶⁾. El polvo del cemento silicato, es un vidrio soluble en ácido, mientras que el líquido es una solución acuosa de ácido fosfórico con sales amortiguadoras. Cuando el polvo y el líquido se mezclan, la superficie de las partículas del polvo es atacada por el ácido, liberando iones de Ca^{2+} , Al^{3+} y F^- . Los iones metálicos se precipitan como fosfatos que forman la matriz del cemento con inclusiones de sales de fluoruros, por lo tanto, poseían un eficaz potencial anticariogénico. La química de este sistema de material es casi la misma que la de los ionómeros de vidrio, la diferencia primaria se relaciona con el componente ácido del líquido ⁽¹⁷⁾.

Los cementos de silicatos eran muy solubles y no resistían la desintegración en el

entorno bucal, debido a ello, representaban un sistema de restauración a corto plazo. Por otra parte, los silicatos cambiaban de color y se iban opacificando debido a la pigmentación y la deshidratación, motivo por el cual, sus cualidades estéticas, se deterioraban con el paso del tiempo ⁽¹⁰⁾. Entre otras desventajas se pueden mencionar, una total falta de adhesividad a las estructuras dentarias, lo que requería de preparaciones retentivas y que por lo mismo limitaba sus posibilidades de uso, carecían también de la resistencia mecánica suficiente como para soportar los requerimientos funcionales de zonas de oclusión directa, generaban malas respuestas biológicas de la pulpodentina y la técnica de manipulación debía ser extremadamente cuidadosa, ya que de lo contrario el resultado obtenido era deficiente ⁽¹⁸⁾.

Los polímeros de acrílico sin relleno aparecieron hacia 1945 como alternativas a los cementos de silicatos, y fueron mejorando hasta convertirse en un material bastante utilizado en los años sesenta ⁽¹⁰⁾, ya que parcialmente reunieron los requisitos de materiales estéticos y durables para dientes anteriores. Ciertas características como la apariencia del diente y la insolubilidad en los fluidos bucales, los hacían superiores a los cementos de silicato, pero su alta contracción de polimerización, altísimo coeficiente de expansión térmica y la inestabilidad de color llevaba a defectos clínicos y fallas prematuras ⁽¹⁹⁾. Las propiedades menos deseables de los acrílicos sin relleno eran los importantes cambios dimensionales con la polimerización y la temperatura, que favorecían la percolación de la saliva por los márgenes. Por otro lado, también se destacaban su escasa rigidez y resistencia

mecánica, su baja resistencia al desgaste y los problemas de caries recidivante ⁽¹⁰⁾. Posteriormente, para intentar resolver el problema de la contracción de polimerización y el elevado coeficiente de expansión térmica, se agregaron partículas de relleno inerte para reducir el volumen de resina, y aunque los primeros intentos no fueron exitosos, orientaron hacia la creación de sus sucesores, las resinas compuestas ⁽¹⁹⁾, que serán explicadas más adelante.

Los **cementos de vidrio ionómero**, fueron desarrollados para obtener un material con mejores propiedades que los cementos de silicato ⁽²⁰⁾, aparecieron hacia 1972 ⁽²⁰⁾⁽²¹⁾ y como material de restauración se utilizan fundamentalmente para restaurar las erosiones cervicales ⁽¹⁰⁾, se presentan en forma de un polvo, compuesto por un vidrio ácido lábil y su líquido constituido por una suspensión acuosa de ácidos policarboxílicos, su reacción de endurecimiento ocurre por una reacción ácido-base y entre sus propiedades cabe destacar su compatibilidad biológica con el órgano pulpar, la liberación de fluoruros con el consecuente efecto anticariogénico, y a diferencia de sus antecesores los cementos de silicato, la capacidad de adherirse a las estructuras dentarias a través unión química de naturaleza iónica entre sus grupos carboxílicos y el calcio de la hidroxiapatita del esmalte ⁽²¹⁾.

Las **resinas compuestas** aparecieron hacia 1960, y su empleo ha ido aumentando, progresivamente, hasta convertirse en el material más usado para las restauraciones estéticas directas ⁽¹⁶⁾. Un material compuesto se define como, “un material constituido de dos ó más materiales diferentes, con propiedades superiores o intermedias a las

de los constituyentes individuales”⁽¹⁹⁾.

Como ya se mencionó, para resolver las deficiencias causadas por la alta contracción de polimerización, y elevado coeficiente de expansión térmica de las resinas acrílicas de metil metacrilato puro, se agregaron partículas inertes como relleno para reducir el volumen de la matriz de las resinas compuestas. Los primeros intentos para elaborar un material compuesto no tuvieron éxito porque las partículas de relleno que se agregaron, no tenían enlace químico con la matriz de resina lo que implicó defectos microscópicos entre las partículas retenidas mecánicamente y la resina que las rodeaba. Estos defectos mancharon los dientes con los fluidos de filtración y la apariencia superficial de las restauraciones no fue aceptable. La mala retención del relleno también contribuyó a que éste se perdiera y el material tuviera menor resistencia⁽¹⁷⁾.

El mayor avance ocurrió cuando R.L Bowen desarrolló un nuevo tipo de material compuesto. Sus principales innovaciones fueron la creación de un nuevo monómero, el bisfenol A-glicidil metacrilato (bis-GMA) -una resina de metacrilato-, y el uso de un silano que cubría las partículas de relleno para lograr el enlace químico con la fase monomérica. El bis-GMA tiene mayor peso molecular que el metilmetacrilato, y por otro lado, la densidad del metacrilato en los grupos de doble enlace es menor en el monómero de bis-GMA, factor que reduce la contracción de polimerización. El uso de un dimetacrilato también amplía las posibilidades de enlace cruzado y mejora las propiedades del polímero. El mejoramiento de las propiedades de la matriz y el enlace del relleno con la matriz, produjeron un material de restauración que fue muy

superior a las resinas acrílicas sin relleno ⁽¹⁷⁾. Desde principios de los años setenta, las resinas compuestas han reemplazado a los acrílicos sin relleno para la restauración de los dientes. Las resinas compuestas y sus resinas de dimetacrilato se han usado también para otras aplicaciones dentro del ámbito odontológico, como selladores de fosas y fisuras de las piezas dentarias, agentes de adhesión a dentina, cementos para fijar restauraciones, carillas, etc. ⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾. Desde este suceso en adelante, se puede afirmar que, una resina compuesta típica está constituida por una **resina orgánica** y un **relleno inorgánico** unidos ambos mediante la acción de un **agente** acoplador, todo esto, incorporado dentro de un sistema al cual se le puede inducir polimerización ⁽¹⁷⁾.

Cambios en los tamaños y en la cantidad de carga de relleno fueron introducidos para aumentar la resistencia al desgaste de las antiguas resinas compuestas. Las resinas compuestas modernas contienen rellenos tales como cuarzo, sílice coloidal, vidrio de sílice con contenido de bario, estroncio y otros. Este relleno incrementa la resistencia y el módulo de elasticidad y reduce la contracción de polimerización, el coeficiente de expansión térmica y la absorción de agua ⁽¹⁹⁾⁽²²⁾.

La mayor desventaja de las resinas compuestas corrientes es que estas aún se contraen durante la conversión de monómero a polímero. El bisGMA, se ha reportado, que tiene una contracción volumétrica de un 5% al polimerizar, y que la mayor parte de las marcas comerciales de resina compuestas presentan una contracción de polimerización dentro del rango del 2 al 3% de su volumen ⁽²³⁾. Esto

provoca tensiones mecánicas en el adhesivo que se utiliza entre el diente y el material restaurador, lo que frecuentemente puede conducir a fallas en esta unión. Esta pérdida de adhesión, conlleva a la microfiltración marginal ⁽²¹⁾, la cual se define como el pasaje clínicamente indetectable de bacterias, fluidos moléculas e iones entre las paredes cavitarias y el material restaurador aplicado ⁽²⁴⁾. Esta microfiltración es considerada como el factor más influyente en la longevidad de las restauraciones dentales, pudiendo generar tinciones en el margen de la restauración, acelerar la ruptura de áreas marginales de la restauración, generar caries recurrentes en la interfase diente/restauración, hipersensibilidad de la pieza dentaria y desarrollo de patologías pulpares ⁽¹¹⁾⁽²⁴⁾. En relación a las resinas acrílicas sin relleno, la contracción de polimerización de las resinas compuestas es marcadamente reducida por la incorporación de partículas de relleno y por lo tanto a la más alta carga de relleno de una resina compuesta le corresponde la más baja contracción de polimerización ⁽¹⁹⁾.

Como se señaló, las resinas compuestas modernas están conformadas por una **matriz de resina**, un **relleno inorgánico**, un **agente de acoplamiento**, para unir eficazmente el relleno con la matriz de resina, un **iniciador** para la polimerización, **inhibidores** de la reacción, agentes **colorantes** y **opacificadores** ⁽¹⁹⁾.

Matriz de resina: La fase matriz está compuesta de monómeros orgánicos bifuncionales. Los materiales disponibles en el comercio contienen bisfenol-A-glicidil dimetacrilato (bis-GMA), dimetacrilato de uretano (UDMA) o dimetacrilato de uretano

modificado. Debido a que estos monómeros son extremadamente viscosos, lo que dificultaría su manipulación, se les adiciona trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), BISEMA 6 o BISEMA 10 en diferentes concentraciones para diluirlos, ya que estos poseen una reducida viscosidad ⁽¹⁹⁾⁽²⁵⁾, desafortunadamente la adición de TEGDMA y de los otros dimetacrilatos de bajo peso molecular aumentan la contracción de polimerización, factor que limita la cantidad de estos monómeros de bajo peso molecular que pueden usarse en estos compuestos. Los monómeros de dimetacrilato permiten que ocurra enlace cruzado entre cadenas, lo que da por resultado una matriz más resistente a la degradación por solventes ⁽¹⁹⁾.

Relleno inorgánico: múltiples tipos de rellenos se utilizan en las resinas compuestas. El relleno de los primeros tipos de resinas compuestas constaba de cuarzo, pero debido a la excesiva dureza de este material, resultó dificultoso producir pequeñas partículas lo que dificultó el acabado y el pulido del material resultante. Para paliar los problemas resultantes de una excesiva dureza del relleno se utilizó aluminio y litio, se adicionó también bario, zinc, boro e ytrio para impartir radiopacidad. También se ha incorporado fluoruro de yterbio para que la resina compuesta tenga la capacidad de liberar flúor, aunque de todas maneras el flúor es liberado en muy pequeñas cantidades ⁽²⁵⁾. **El relleno** es la porción de las resinas compuestas que afecta primariamente sus propiedades. El tamaño tiene un efecto directo sobre la rugosidad y sobre la cantidad de relleno que se puede incorporar. El uso de partículas pequeñas resulta en un incremento del área superficial, lo cual impide agregar altas cantidades. La cantidad de relleno afecta las propiedades

físicas, y como regla general se puede afirmar a mayor carga de relleno más alta es la resistencia de la resina compuesta y menor los cambios dimensionales térmicos. La viscosidad es también aumentada con el incremento del porcentaje de relleno agregado. Reducir el tamaño de las partículas también mejora la capacidad de pulido de la resina compuesta. El tamaño del relleno de las resinas compuestas ha sido continuamente reducido desde el advenimiento de las resinas compuestas ⁽²⁵⁾.

Agente de acoplamiento: Los cristales de sílice usados como relleno son cubiertos con silano como agente de acoplamiento, este es una molécula bifuncional, la cual se une a los grupos hidroxilo del sílice mediante una reacción de condensación por un extremo, y además forma un enlace de hidrógeno. Por el otro extremo, la molécula posee un doble enlace disponible para reaccionar con el monómero que formará la matriz. Es muy relevante que las partículas de relleno se enlacen químicamente en forma estable a la matriz de resina, esto permite que la matriz del polímero más flexible transfiera las tensiones a las partículas de relleno más rígidas. El enlace entre la matriz orgánica y el relleno es proporcionado por un agente de acoplamiento. Este, aplicado de forma adecuada, puede impartir propiedades físicas mejoradas y proporcionar estabilidad hidrolítica para prevenir la penetración de agua a través de la interfase relleno-resina.

Aunque también se utilizan titanatos y circonatos como agentes de acoplamiento, los más frecuentemente utilizados son los silanos orgánicos, dentro de los cuales el más usado en la actualidad es el γ -metacriloxipropiltrimetoxisilano. En un estado hidrolizado, el silano contiene los grupos silanol que pueden enlazar con silanoles

sobre la superficie del relleno por la formación de un enlace siloxano (S-O-Si), mientras que grupos metacrilato vinílicos del componente organosilano, forman enlaces covalentes con la resina cuando esta se polimeriza, con lo que se completa el proceso de acoplamiento.

La importancia del acoplamiento adecuado por medio de los silanos orgánicos es extremadamente importante para el funcionamiento clínico de los compuestos de base de resina ⁽¹⁹⁾.

Sistema activador-iniciador: Los monómeros de metil metacrilato y dimetil metacrilato polimerizan por medio de mecanismos de polimerización por adición iniciados por radicales libres. Los radicales libres pueden ser generados por activación química o por activación energética (calor o luz). Debido a que los compuestos dentales para obturación directa actuales son mayoritariamente activados por luz, se describirá sólo este sistema.

Los primeros sistemas fotoactivados emplearon luz ultravioleta para iniciar los radicales libres. Hoy en día los compuestos curados por luz ultravioleta han sido reemplazados por el sistema mediante luz visible con gran capacidad para polimerizar espesores mayores a 2 mm. También, los compuestos fotoactivados se usan más ampliamente que los materiales activados químicamente. Las resinas compuestas fotoactivadas se proporcionan como pasta simple contenida en una jeringa confeccionada con un material que no permite el paso de la luz.

El sistema activado por luz visible utiliza una luz azul intensa cuya longitud de onda varía entre 410 y 500nm la que es absorbida por una α -dicetona, agente fotosensible que en presencia de una amina orgánica alifática, inicia la reacción de polimerización en tiempos de exposición que van de 20 60 segundos. La amina y la dicetona forman parte de la pasta de composite, y no se produce ninguna reacción entre ellas hasta la exposición a la luz y por ello el material se presenta como una única pasta de composite, en una jeringa negra y opaca, como se mencionó anteriormente ⁽²⁶⁾.

El agente fotosensible más comúnmente empleado es la canforoquinona, que tiene límites de absorción entre 400 y 500 nm en la región azul del espectro visible de la luz. Este elemento está presente en la pasta en niveles cercanos al 0,2% en peso o menos. Hay muchos tipos de aminas apropiados para interactuar con la canforoquinona, como dimetilaminoetil metacrilato el cual está presente en la pasta en una concentración de 0,15% en peso.

Además de los componentes ya mencionados y explicados las resinas compuestas en su composición contienen **sustancias inhibidoras** para evitar o minimizar la polimerización espontánea de los monómeros, las cuales tienen un fuerte potencial de reacción con radicales libres. Junto con lo anterior las resinas compuestas poseen **modificadores ópticos** para lograr la apariencia del diente, los cuales habitualmente consisten en óxidos metálicos que ayudan a dar matices y opacidad ⁽¹⁹⁾.

La reacción de polimerización consiste en la transformación del monómero a

polímero y en el caso de las resinas compuestas, es una reacción por adición mediante radicales libres, la que ocurre en tres etapas a saber:

- 1. Etapa de iniciación:** La molécula del iniciador, se energiza y activa, formando radicales libres, lo que representa energía extra al sistema. Esta energía es transmitida a las moléculas de monómero, permitiendo el desdoblamiento del doble enlace del grupo terminal de los monómeros.
- 2. Etapa de propagación:** Corresponde a la reacción en cadena hasta que se agota el monómero.
- 3. Etapa de terminación:** Ocurre cuando dos moléculas de polímero se transfieren la energía (acoplamiento directo), inactivándose mutuamente ⁽²⁷⁾.

La reacción de polimerización se acompaña siempre de dos fenómenos: uno de ellos la exotermia, que se produce debido a que el material pasa de un estado de mayor a otro de menor energía, donde la diferencia energética entre ambos se libera calóricamente, debido a que es de pequeña magnitud no posee mayor relevancia. El segundo fenómeno asociado a la polimerización es la contracción, que es el resultado del acortamiento de la distancia entre las moléculas del producto, ya que ellas deben aproximarse para poder reaccionar entre sí, disminuyendo así el volumen de la masa ⁽¹⁴⁾.

Además de su uso masivo en restauraciones de piezas dentarias anteriores, las resinas compuestas, pueden utilizarse en restauraciones oclusales que no estén sometidas a fuerzas oclusales intensas, en sellantes de puntos y fisuras, en

restauraciones indirectas y como material de cementación ⁽²⁸⁾.

Un factor importante a considerar en el uso de estos materiales, es la adaptación marginal, pues la contracción de polimerización según su magnitud, puede generar una brecha entre el diente y la restauración ⁽¹¹⁾, con la consecuente microfiltración marginal, lo que afecta la longevidad de la restauración, haciéndola fracasar. Es sabido que las resinas que poseen partículas de relleno se contraen en menor medida que aquellos que no poseen relleno, pues dicha contracción es proporcional a la cantidad de matriz orgánica. Las tensiones generadas por la contracción de polimerización, pueden superar la fuerza de adhesión de los composites a la estructura dental, a pesar del grabado ácido del esmalte y el uso de adhesivos, lo que se traduce en microfiltraciones marginales, que hacen fracasar la restauración ⁽¹⁴⁾. Con el fin de limitar los efectos de la contracción de polimerización, se sugiere aplicar y polimerizar el material por capas y de esta manera, se puede reducir el efecto de la contracción sobre la junta adhesiva. Del mismo modo se puede reducir la tensión residual al interior de la masa a polimerizar si se guía la contracción de polimerización, se minimiza la masa de composite a polimerizar en la cavidad y se reduce la porción de superficie de material adherido a las paredes cavitarias, en relación a la superficie que queda libre ⁽¹⁴⁾⁽¹⁷⁾.

Clasificación de las resinas Compuestas.

Las Resinas compuestas se clasifican de distintas formas, de las cuales la más utilizada es según el tamaño de las partículas del relleno inorgánico ⁽¹⁷⁾⁽⁷⁾.

- I. **Resinas compuestas de macrorrelleno o convencionales:** Fueron las primeras en aparecer, y sus partículas de relleno poseían un tamaño irregular que variaba entre 8 y 80 μm , siendo ellas de mayor dureza que la matriz orgánica. La alta carga inorgánica con partículas tan grandes permitió una reducción significativa de la contracción de polimerización y aumentó la resistencia física y mecánica de las resinas compuestas en relación con las resinas acrílicas. Sin embargo, su textura superficial resultó ser una superficie muy irregular que favorecía el depósito de placa bacteriana, aumentando las probabilidades de caries recidivante y pigmentación, afectando la estética. Por otro lado, estas resinas compuestas tenían una baja resistencia al desgaste, debido a que las partículas de relleno poseían una alta dureza superficial, en relación a la dureza de la matriz orgánica, lo que genera un patrón de desgaste mayor en esta última, con lo que se provoca la pérdida de partículas de relleno, por pérdida del sustrato orgánico ⁽²⁹⁾⁽³⁰⁾.

- II. **Resinas compuestas de microrrelleno:** Se desarrollaron debido a la dificultad de pulido que presentaban las anteriores. Este tipo de materiales posee un relleno de tamaño mucho más pequeño y uniforme, cuyo tamaño

varía entre 0,04 y 0,05 μm , con lo que se consigue una excelente terminación superficial que mejora considerablemente la apariencia estética. Sin embargo, debido a que las partículas no podían agregarse en gran porcentaje, sus propiedades mecánicas eran inferiores a las de las resinas compuestas de macrorrelleno. Además presentaban un mayor contracción de polimerización y coeficiente de variación dimensional térmica ⁽²⁹⁾⁽³⁰⁾.

III. **Resinas compuestas híbridas:** Frente a las deficiencias que presentaban los dos tipos de resinas compuestas anteriores, nacieron las resinas compuestas híbridas. Este sistema contiene dos tipos de relleno: macropartículas optimizadas, cuyo tamaño oscilaba entre 1 y 8 μm y micropartículas entre 0,04 y 0,05 μm . con esto se combinaban ambos tipos de relleno y se obtenían propiedades mecánicas y de pulido intermedias; lo que da por resultado una resina compuesta más resistente al desgaste y con un coeficiente de expansión térmica similar a los de macropartícula, con una reducida pérdida superficial de relleno y de buenas propiedades físicas, sin embargo no presentaban la misma capacidad de pulido de los composites de microrrelleno ⁽²⁹⁾⁽²⁶⁾.

IV. **Resinas compuestas microhíbridas:** corresponden a la optimización de las anteriores y presentan también dos tamaños de partículas siendo las más grandes de hasta 3 μm , y las de menor tamaño entre los 0,04 y 0,05 μm , pero cuyo promedio de tamaño de partículas oscila entre los 0,4 y 0,9 μm ,

dependiendo de la marca del composite. Lo anterior permite obtener buenas propiedades estéticas, dada su capacidad de pulido, estabilidad de color y buena resistencia al desgaste y a la fractura⁽²⁹⁾⁽²⁶⁾.

V. **Resinas compuestas de nanorrelleno:** Hoy en día los avances tecnológicos han permitido obtener resinas compuestas con partículas de relleno cada vez más pequeñas, pero con procedimientos que permiten agregarlas en un alto porcentaje. Es así como se han desarrollado estos sistemas de resinas compuestas con partículas de relleno con tamaños nanométricos que van desde 0,02 a 0,075 μm . estos sistemas poseen una buena resistencia al desgaste gracias al tipo de relleno de estroncio vítreo que poseen. Este relleno nanométrico genera un pulido de larga duración de la resina compuesta, manteniendo las propiedades de resistencia mecánica, sin embargo, la disminución del tamaño de partículas, no permite agregarlas en gran cantidad, motivo por el cual se deben agrupar en dos formas: un porcentaje se agrega como nanopartículas propiamente tales, de 20 nm de tamaño, mientras que la mayor cantidad de ellas se agrupan mediante la aglomeración de nanopartículas para generar los denominados “nanoclusters” de 75 nm de tamaño, los cuales son como verdaderos racimos de nanopartículas, con lo cual disminuye el porcentaje de matriz orgánica y por lo tanto, la contracción de polimerización⁽²⁹⁾⁽³¹⁾.

Independientemente del tipo de partículas que posean, las resinas compuestas

endurecen mediante un proceso de polimerización, donde los monómeros son transformados a polímeros ⁽²⁵⁾. Como ya se señaló, este proceso de endurecimiento, lleva inherente a él dos fenómenos de importancia, como son la generación de calor y la contracción de polimerización ⁽³²⁾. Lo primero no afecta mayoritariamente a la pieza dentaria, por tratarse de pequeñas cantidades de material, lo que hace que la exotermia sea de muy poca magnitud y además porque la pulpodentina debiera estar debidamente protegida. En cuanto a la contracción de polimerización, no puede ser evitada, pero si minimizada y/o contrarrestada, aplicando y polimerizando la resina compuesta por capas, reduciendo de esta forma la contracción efectiva.

La contracción de polimerización puede producir consecuencias inmediatas para la pieza dentaria y la restauración, ya que este fenómeno puede generar tensiones que pueden llegar a superar la fuerza de adhesión de la resina compuesta a la estructura dentaria, lo que llevará a la formación de una brecha diente-restauración con la consiguiente microfiltración. Esto implica el paso de fluidos, bacterias, moléculas e iones, entre la pared cavitaria y el material restaurador, lo que puede causar hipersensibilidad, caries recidivante, y patología pulpar, contribuyendo al fracaso de la restauración ⁽¹¹⁾⁽²⁴⁾⁽²⁴⁾.

Otro fenómeno importante de mencionar, es la diferencia de coeficiente de variación dimensional térmica entre el composite y la pieza dentaria, el que puede llegar a ser cuatro veces mayor en las resinas compuestas con respecto a los tejidos dentarios. Esto provoca un bombeo alternado de imbibición y exudación de líquidos a través del margen de la restauración a través de un fenómeno llamado percolación.

Por otro lado las resinas compuestas, no poseen adhesión específica a la pieza dentaria, es por esto que se han creado por una parte la técnica de grabado ácido, y por otra los adhesivos que permiten la unión de este material a la pieza dentaria. Con el desarrollo del grabado ácido y de estos materiales se ha dado origen a la odontología adhesiva, la cual sigue los principios generales de la adhesión ⁽²⁹⁾.

Adhesión.

Ante la indicación de realizar una restauración en una pieza dentaria, cualquiera sea el material a utilizar, se busca que dicho material se adhiera a la pieza dentaria a través del proceso conocido como adhesión, en el cual dos superficies se mantienen unidas por fuerzas interfaciales, las que pueden ser de tipo químico, físico o una combinación de ambas. En general los materiales de restauración existentes actualmente ofrecen, dos grandes tipos de adhesión: La adhesión física o mecánica y la adhesión química o específica ⁽¹⁴⁾⁽¹⁹⁾⁽³³⁾.

- 1) Adhesión física o mecánica:** 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 lo podemos subdividir a su vez en adhesión macromecánica y micromecánica.
 - a. **Adhesión macromecánica:** es aquella en que las partes quedan trabadas en función de la morfología macroscópica de ellas. Por ejemplo la retención de

una restauración por medio de formas cavitarias específicas.

- b. **Adhesión micromecánica:** Consiste en el mismo principio anterior, pero aquí las partes quedan trabadas en función de la morfología microscópica de ellas, y por lo tanto, la diferencia entre ambos tipos de adhesión es la magnitud del fenómeno que genera la adhesión, es decir que sea o no visible al ojo humano. La retención micromecánica es considerada el más importante mecanismo de adhesión de las resinas compuestas al esmalte y la dentina. Esta retención ocurre cuando la resina infiltra completamente las porosidades generadas por el grabado ácido en el esmalte y en la superficie dentinaria grabada, creando la llamada capa híbrida ⁽¹⁴⁾⁽¹⁹⁾⁽³³⁾.

Por otro lado cualquiera de los dos tipos de retención mecánica se puede lograr por medio de efectos geométricos y efectos reológicos.

-Efectos geométricos: son aquellos que están en relación con las formas que presentan las superficies, ya sea de tipo microscópico o macroscópico, tales como poros, rugosidades, diseño cavitario, etc. Estas formas producen la trabazón necesaria para mantener unidas las partes. Una forma de adhesión mecánica por efecto geométrico es el diseño de la preparación cavitaria a través del cual se retiene una restauración o por otro lado, la penetración de un adhesivo en las irregularidades microscópicas en la superficie dentaria grabada ⁽¹⁴⁾⁽¹⁹⁾⁽³³⁾.

-Efectos reológicos: Se refieren a aquellos efectos producidos por cambios

dimensionales que generarán tensiones que ayudarán a la adhesión, ya sean contracciones o expansiones de los materiales, al pasar de un estado a otro. Estas tensiones se traducirán en trabazones y por lo tanto en adhesión, como ocurre cuando una sustancia al estado plástico abraza a otra superficie y al endurecer se contrae atrapándola, como ocurre por ejemplo en la unión de la porcelana al metal en la confección de prótesis fijas ceramometálicas ⁽¹⁴⁾⁽¹⁹⁾⁽³³⁾.

2) Adhesión específica o química: 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 y uniones químicas secundarias o intermoleculares.

-Uniones primarias o interatómicas: Son aquellas que se dan entre átomos, siendo de tipo iónicas, covalentes o metálicas. Para que este tipo de unión ocurra, las partes a unir deben estar a una distancia a nivel de amstrongs entre si. Son uniones de alta energía y muchos las consideran el verdadero mecanismo de adhesión.

-Uniones químicas secundarias: estas son uniones que se dan entre moléculas, pudiendo ser de tipo dipolos permanentes o fluctuantes. Son uniones relativamente débiles, como por ejemplo las fuerzas de Van der Waals o enlaces intermoleculares.

Teniendo en cuenta las consideraciones anteriores, es necesario analizar los

diversos factores que se deben tener en cuenta para lograr una buena adhesión
(14)(19)(33)

Superficie de contacto: 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 juntarlas 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 de ambas superficies, lo que reducirá el problema al lograr compatibilizar ambas superficies sólidas y mantendrá en posición los materiales que participan en el proceso de unión.

Adaptación: las superficies que se van a unir deben, en lo posible, entrar en 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. Cuando esto no es posible de realizar, un elemento fluido facilitará la adaptación.

Energía superficial: 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 en la superficie no tienen todos sus enlaces saturados en relación a los que se encuentran 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 hacia su interfase, independiente del estado en que se encuentren dichas superficies (sólido, líquido o gaseoso) por lo tanto a mayor energía superficial del sustrato, mayor capacidad de atraer sobre si al material a adherir sobre él.

Humectación: la capacidad de un líquido para fluir y adaptarse íntimamente a una superficie se llama humectación o humectancia. Por ello para facilitar una buena adhesión se requiere que el líquido adhesivo a utilizar tome contacto íntimo y fluya fácilmente por la superficie de los adherentes 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 queda espacio entre ambas a nivel microscópico que no permiten su íntima y total 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. Para que esto ocurra, el líquido deberá tener una tensión superficial inferior a la energía superficial del sólido sobre el cual se va a colocar.

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 este se deje atraer. La manera para evaluar cómo se produce este

fenómeno, es midiendo la magnitud del ángulo que se forma entre la gota del líquido y la superficie del sólido. Mientras menor el ángulo que se forma entre la tangente a la periferia de la gota y la superficie del sólido, es mayor la humectancia y por lo tanto, la capacidad de adhesión. Si las moléculas del líquido son atraídas por las moléculas del adherente con igual o mayor intensidad que la atracción entre ellas mismas, el líquido adhesivo difunde completamente sobre la superficie del sólido sin formar ningún ángulo. Mientras menor sea el ángulo de humectancia, mejor es la humectación y por consiguiente mejor adhesión ⁽¹⁴⁾⁽¹⁹⁾⁽³³⁾.

Para obtener una alta adhesión, se deben cumplir algunos requisitos que se detallan a continuación:

1. **Debe lograrse adaptación íntima entre las partes a unir**, es decir el adhesivo debe primero “mojar” o impregnar bien la superficie de los substratos, la forma de evaluar si esto se produce adecuadamente, es determinando el ángulo que forma una gota del adhesivo líquido sobre la superficie del sólido, es decir el anteriormente nombrado ángulo de contacto o de humectancia. La mejor adhesión se logrará con aquellos adhesivos que sean capaces de lograr un ángulo de contacto lo más cercano a cero al ser aplicado sobre la superficie del sólido ⁽¹⁴⁾⁽¹⁹⁾⁽³³⁾.
2. **El adhesivo debe ser fluido**, es decir, para poder mojar fácilmente la superficie del substrato, el adhesivo debe tener baja viscosidad y además

poseer una baja tensión superficial para poder “mojar” fácilmente la superficie del substrato ⁽¹⁴⁾⁽¹⁹⁾⁽³³⁾.

3. **Se necesita una superficie limpia, seca y no contaminada**, esto es principalmente para que se manifieste toda la energía superficial de esta superficie, la cual deseablemente debe ser alta, de manera que atraiga hacia ella el líquido ⁽¹⁴⁾⁽¹⁹⁾⁽³³⁾.
4. **Debe existir compatibilidad química entre el adhesivo y el adherente**, de tal modo que las moléculas de ambas sustancias a unir puedan llegar a generar uniones químicas entre ellas ⁽¹⁴⁾⁽¹⁹⁾⁽³³⁾.
5. **El adhesivo debe cambiar de fase líquida a sólida con mínimos cambios dimensionales al endurecer**, de manera de generar adhesión reológica y por otro lado es importante también que su variación dimensional térmica sea similar al de las estructuras a unir, para que por el efecto de los cambios térmicos no se lleguen a separar ⁽¹⁴⁾⁽¹⁹⁾⁽³³⁾.

Adhesión a tejidos dentarios

La estructura dentaria está conformada por diferentes tejidos, los que difieren en orden composición y estructura. Esto determinará una forma específica de adhesión al material restaurador.

El esmalte recubre la corona anatómica de las piezas dentarias. Es el tejido más mineralizado del cuerpo humano, compuesto por un 96% de hidroxiapatita, 3% de agua y 1% de colágeno ⁽³⁴⁾. Su unidad estructural son los prismas del esmalte, los que aparentan varillas que se extienden desde el límite amelodentinario hasta la superficie externa. Su diámetro varía de 4 μm a 6 μm en su límite superficial ⁽⁵⁾.

La adhesión a esmalte guarda relación con el grabado ácido de su superficie, que pretende cambiar una superficie suave y lisa a una irregular, la cual duplica su energía superficial, lo que provee una morfología muy adecuada para la adhesión. Así una resina fluida de baja viscosidad puede humedecer esta superficie de alta energía y luego ser arrastrada dentro de las microporosidades creadas, por un efecto de tracción capilar. Después de su polimerización *in situ*, estas extensiones de resina dentro de las microporosidades, conocidas como “tags” , forman una fuerte retención micromecánica por efectos geométricos y reológicos con el esmalte ⁽⁵⁾⁽³⁵⁾. En dentina, el fenómeno de adhesión es esencialmente un proceso de remoción de minerales (calcio, fosfatos) e infiltración de monómeros resinosos *in situ*, con la finalidad de crear una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental (túbulos dentinarios y malla colágena), sellar los túbulos dentinarios y así mantener la homeostasis del

medio interno del complejo dentino – pulpar⁽³⁶⁾.

Desde los primeros ensayos de Buonocore en el año 1955, el gubado ácido es el método más utilizado para tratar la superficie del esmalte, que además de aumentar la energía superficial del esmalte, remueve la contaminación y también aumenta la superficie de contacto y porosidad, facilitando la posibilidad de obtener adhesión específica y micromecánica ⁽⁵⁾⁽¹⁹⁾⁽³⁶⁾.

Generalmente se ha usado ácido fosfórico en concentraciones que varían entre el 30% y el 40% para grabar el esmalte. Al aplicar el ácido fosfórico se pueden lograr diferentes patrones de grabado ácido del esmalte, los que se pueden clasificar en tres tipos:

- **Tipo I:** Remueve preferentemente el centro de los prismas del esmalte, quedando la periferia relativamente intacta.
- **Tipo II:** Corresponde al proceso inverso en que se remueve preferentemente la periferia, quedando el centro relativamente intacto.
- **Tipo III:** Se obtiene un desgaste regular de la superficie, por lo que no es el más adecuado para lograr adhesión ⁽⁵⁾⁽¹³⁾⁽¹⁹⁾.

Sin embargo, en la mayoría de las situaciones clínicas, la resina compuesta se debe unir a esmalte y dentina. Esto significa que, como regla general, los sistemas

adhesivos existentes se deben aplicar también a la superficie dentinaria humedecida ⁽⁵⁾⁽³⁵⁾.

La dentina es el tejido más abundante de la pieza dentaria, está constituido por la matriz dentinaria calcificada y por las prolongaciones odontoblásticas. La dentina está constituida aproximadamente por un 70% de materia inorgánica, un 18% de materia orgánica y un 12% de agua. Posee túbulos dentinarios excavados en su matriz que poseen un trayecto sinuoso, en forma de S itálica, dentro de los cuales transcurre la prolongación del odontoblasto. Estos túbulos se encuentran más separados entre sí en la zona más periférica de la dentina, y más próximos entre sí en la vecindad de la pulpa ⁽⁵⁾⁽³⁵⁾. La dentina está estructurada según su relación con los túbulos dentinarios en dos áreas diferentes.

- a. **Dentina peritubular:** zona anular que rodea el espacio canalicular, de grosor menor a 1µm, de alto contenido mineral y escasas fibras colágenas. La dentina peritubular forma la pared de los túbulos dentinarios.
- b. **Dentina intertubular:** zona ubicada por fuera de la dentina peritubular, que constituye la mayor parte de la dentina. Está formada por numerosas fibrillas de colágeno y sustancia intercelular amorfa ⁽⁵⁾⁽⁴⁰⁾.

La excavación mecánica de la dentina dada por la preparación cavitaria con instrumentos de corte, inevitablemente resulta en la formación de una capa de residuos que cubre la superficie de la dentina intertubular y ocluye la entrada de los túbulos, denominada barro dentinario (“smear layer”). El **barro dentinario** se define como una película compuesta por materiales orgánicos e inorgánicos que se forma

en la superficie dentinaria a partir de los procedimientos de corte realizados con instrumentos manuales y/o rotatorios y que tiene un espesor aproximado que va desde 0,5 a 5 μm . Este actúa como una barrera de difusión que disminuye la permeabilidad de la dentina y que algunos consideran un impedimento que debe ser removido para poder unir la resina al sustrato dentinario ^{(5) (36)(37)}.

Estudios han demostrado que las fuerzas de unión a la dentina son menores en presencia de barro dentinario, en comparación a una superficie dentinaria libre de él. También se ha demostrado que la unión puede ser mejorada si la dentina es grabada en forma previa a la aplicación del adhesivo ⁽⁵⁾⁽³⁷⁾.

Fusayama y colaboradores en 1979, con la aplicación de la técnica de **grabado ácido total**, concluyeron que el grabado ácido aumenta considerablemente la adhesión de la resina compuesta, no sólo al esmalte, sino que también a la dentina. Esta técnica consiste en grabar simultáneamente el esmalte y la dentina con ácido fosfórico ⁽⁵⁾⁽³⁷⁾. Para lograr lo anterior debemos:

- a. **Acondicionar la dentina:** esta técnica permite eliminar la capa de barro dentinario, abrir los túbulos en una profundidad aproximada de 0.5 a 5 μm , aumentar la permeabilidad dentinaria y desmineralizar la dentina peri e intertubular, dejando así una matriz colágena expuesta sin sustentación debido a la remoción de los cristales de hidroxapatita, que puede por lo tanto, colapsar por la pérdida de soporte inorgánico. Por ello es que, luego del

grabado la dentina no debe ser desecada y debe mantenerse húmeda para evitar que la malla colágena se colapse por deshidratación, ya que es el agua la que mantiene sustentadas en posición a las fibras colágenas al perderse su base mineral ⁽⁵⁾⁽³⁸⁾⁽³⁹⁾.

- b. **Aplicación de un agente imprimante:** Es un agente que contiene monómeros hidrofílicos que impregnan la dentina interdigitándose con la malla de colágeno, dando así el soporte necesario para evitar su colapso y trabándose micromecánicamente con ellas. Estos agentes tienen un grupo hidrofílico que les permite infiltrar al sustrato húmedo dentinario y un grupo hidrofóbico que actúa como agente de enlace con el otro monómero adhesivo ⁽⁵⁾⁽³⁸⁾⁽³⁹⁾.

- c. **Aplicar resina de enlace:** corresponde al monómero hidrofóbico que también compone el sistema adhesivo, y que copolimeriza con el agente imprimante, formando una capa entremezclada de colágeno y resina conocida como **capa híbrida**, descrita en 1982 por Nakabayashi y colaboradores. Por otro lado, al introducirse ambos monómeros dentro de los túbulos dentinarios y polimerizarse, se forman los denominados “tags” de resina que también ayudan a la retención micromecánica del material ⁽⁵⁾⁽⁴⁰⁾⁽⁴¹⁾.

Con la técnica de grabado ácido y el uso de agentes imprimantes y adhesivos dentinarios, se ha logrado obtener una adhesión a la estructura dentaria aceptable,

dada por uniones micromecánicas con valores que oscilan por sobre los 20 Mpa ⁽⁵⁾
⁽¹⁹⁾⁽⁴⁰⁾. Sin embargo no se ha llegado a obtener una unión química. Por esta razón, algunas restauraciones de resina compuesta presentan problemas de microfiltración marginal, con la consiguiente invasión microbiana, sensibilidad pulpar y el desarrollo de caries secundaria. Parte de la investigación actual está enfocada al estudio de microfiltración para poder mejorar el sellado marginal, siendo este último un factor crítico para el éxito de una restauración. La microfiltración es definida como el pasaje clínicamente indetectable de bacterias fluidos moléculas y/o iones entre las paredes cavitarias y el material restaurador aplicado. Este fenómeno puede traer consecuencias tales como hipersensibilidad dentinaria, irritación pulpar, caries recurrente y contribuir a la corrosión, disolución o decoloración de ciertos materiales dentales ⁽⁵⁾⁽²⁴⁾⁽⁴²⁾.

Sistemas de adhesión para resinas compuestas.

Para que las resinas compuestas se adhieran de manera eficaz y duradera a la estructura dental, es fundamental el empleo de una resina de baja viscosidad o adhesivo que sea capaz de penetrar en lo íntimo de la dentina grabada y ahí polimerizar ⁽⁵⁾. Estos son los llamados sistemas adhesivos, los cuales inicialmente correspondían a una resina de baja viscosidad, hidrofóbica, solo compatible para su uso sobre esmalte, sin embargo, producto de la necesidad de lograr una adhesión integral tanto en esmalte como dentina, los sistemas adhesivos evolucionaron hasta

los que hoy malamente se denominan solo como adhesivos dentinarios. Lo anterior por cuanto estos sistemas son viables de usar tanto como en esmalte como en dentina.

De acuerdo a esto, los adhesivos fueron clasificados de acuerdo a como ellos fueron evolucionando, es decir, a su orden de aparición ⁽⁵⁾.

Clasificación según orden de aparición ⁽⁵⁾:

- **Sistemas adhesivos de primera generación:** Fueron los primeros en aparecer y se decía que obtenían uniones químicas con la dentina no tratada. Ellos no modificaban la capa de barro dentinario y utilizaban resinas hidrofóbicas. Sin embargo obtuvieron resultados clínicos muy pobres tanto en valores de adhesión como en sellado marginal. Un ejemplo de ellos era el producto comercial Cervident™ (SS Withe™), el que adicionó un comonomero activador superficial como el metacrilato de glicidil fenilglicina-N, a la resina BisGMA, para facilitar la quelación del calcio superficial. Se encontró que este sistema tenía pobre adhesión (2 a 3 MPa), y ninguna ventaja con respecto a microfiltración comparado con la resina sin relleno.
- **Sistemas adhesivos de segunda generación:** su uso clínico comenzó a principio de la década de 1980, con el fin de solucionar la falta de fuerza de adhesión del grupo anterior pero no lograron sobrepasar las cifras de 7 MPa. Se caracterizaban porque modificaban la capa de barro dentinario y las resinas que se utilizaban eran

hidrofóbicas e hidrofílicas. La mayoría de estos materiales fueron ésteres halofosforados de resina sin relleno, junto con el bisfenol A-glicidil metacrilato (BisGMA) e hidroxietil metacrilato (HEMA). Se usó resina BisGMA con compuestos de fosfato polimerizables para promover la adhesión a componentes de calcio del sustrato mineralizado. Su rendimiento clínico era pobre debido a que se unían más bien al barro dentinario que a la dentina misma y además por que la unión era demasiado débil como para contrarrestar la contracción de polimerización de las resinas compuestas, lo que traía como consecuencia la separación de la resina compuesta de la dentina y la consecuente formación de brechas y microfiltración marginal. Fue así como estos productos no perduraron en el mercado a excepción de Scochtbond Dual-Cure™ (3M Dental™) y Bondlite™ (Kerr™).

- **Sistemas adhesivos de tercera generación:** estos sistemas adhesivos se caracterizaron por modificar o remover completamente el barro dentinario para permitir la penetración de la resina adhesiva a la dentina subyacente, mejorando su humectabilidad y adhesión a la dentina. Es así como estos sistemas adhesivos se aproximaron más a la típica fuerza de unión de la resina compuesta al esmalte grabado (9-18 MPa). Además eran más efectivos para reducir la microfiltración en comparación con sus predecesores, aunque no la eliminaron completamente. Ejemplos de marcas comerciales son Scochtbond II™ (3M Dental™), Gluma™ (Bayer/Miles™), Tenure™ (Dent Mat™), Prisma Universal bond 3™, (Caulk/Dentsply™) y XR Bond™ (kerr™).

- **Sistemas adhesivos de cuarta generación:** aparecieron a comienzo de la década

de 1990. El mecanismo de unión de estos adhesivos es un proceso que consta de tres pasos clínicos: acondicionamiento o grabado ácido, imprimación y adhesión. De acuerdo a lo anterior, en primer lugar se realiza el grabado con un acondicionador ácido que remueve el barro dentinario, abre los túbulos dentinarios, aumenta la permeabilidad de la dentina y descalcifica la dentina inter y peritubular. Luego que se remueve el ácido con abundante agua, se aplica el agente imprimante, que es una resina hidrofílica en un solvente. Las resinas hidrofílicas corresponden a monómeros tales como el HEMA, BPDM y 4-META, los cuales poseen dos grupos funcionales, uno hidrofílico que es afín a la dentina y uno hidrofóbico (metacrilato) que es afín a la resina compuesta, esto permite la penetración del agente imprimante entre la malla colágena. Posteriormente, en un segundo paso se aplica el adhesivo que es una resina sin relleno que se basa en la difusión de ésta en el sustrato de la dentina parcialmente descalcificada y ya impregnada con los monómeros hidrofóbicos, seguida de la fotopolimerización para formar la denominada capa híbrida, la cual es el mecanismo principal de unión de estos sistemas adhesivos. Algunos ejemplos de estos materiales son All Bond II™ (Bisco™), EBS™ (ESPE™), Optibond FL™ (Kerr™), y Scochtbond Multi-propósito™ y Multi-Propósito plus™ (3M™). Su desempeño clínico superó con creces los sistemas adhesivos de tercera generación.

• **Sistemas adhesivos de quinta generación:** Se crearon con la finalidad de simplificar los tres pasos clínicos anteriormente señalados, ya que son percibidos por algunos como muy complicados y muy demorosos. Para ello se combinaron en un solo frasco combinados algunos de los pasos. Para ello, se combinaron en un solo frasco el agente imprimante y el adhesivo, siendo llamados “adhesivos de una sola

botella”, “one bottle Adhesives” o “monobotellas”. Algunos ejemplos de ellos son Prime & Bond 2.1™ y P & B nt (Dentsply Caulk™), One-Step™ (Bisco™), Optibond Solo plus™ (Kerr™), Single Bond™ y Single Bond 2™ (3M-ESPE™), Tenure Quik with fluoride™ (Dent-Mat), Syntac single bond™ (Vivadent™), One Coat Bond™ y One Coat Bond SL™ (Coltene/Whaledent™), etc. A esta generación se les llama inadecuadamente “monocomponentes”, ya que su presentación es en una sola botella, pero su composición es múltiple en cuanto a elementos que los constituyen. Poseen buen desempeño en cuanto a fuerza adhesiva (20 a 25 MPa) y sellado marginal ⁽⁵⁾.

• **Sistemas adhesivos de sexta generación:** Otro método de simplificación en la técnica clínica de aplicación de los sistemas adhesivos son los llamados “adhesivos autograbantes”, en los cuales se elimina el paso clínico del grabado ácido y lavado del acondicionador. La primera generación de sistemas autograbantes que se introdujeron en el mercado odontológico se utilizaban siguiendo dos pasos clínicos. El primero consistía en la aplicación de una sustancia acondicionadora ácida sobre el tejido dental (ácido cítrico, maléico, nítrico), el cual no se elimina mediante lavado que después de dejarlo actuar durante 15-30 segundos. El segundo paso clínico consistía en la aplicación del adhesivo propiamente dicho. Ejemplo Clearfil Liner Bond™ (kuraray™), Clearfil SE™ (Kuraray™), Optibond™ (Kerr™), F2000 (3M-ESPE). La segunda generación de adhesivos autograbantes son los denominados todo en uno, es decir, el agente acondicionador, el agente imprimante y el adhesivo se encuentran mezclados en un solo bote o envase, por lo tanto desde el punto de vista clínico, amerita solo un paso, que consiste en la aplicación directa de una o

múltiples capas del adhesivo sobre el tejido dental a tratar, Ejemplos: Ecth & Prime 3.0™ (Degussa™), One Up Bond™(Tokuyama™), Prompt L Pop 1™ (3M-ESPE™) (36).

Los agentes imprimantes y ácidos obtienen la infiltración de los monómeros de resina a través del barro dentinario, mientras que simultáneamente desmineraliza “e infiltra” la dentina formando la capa híbrida (5).

Han aparecido en la actualidad nuevos **sistemas adhesivos con relleno**, que refuerzan el adhesivo con diminutas partículas aumentando su resistencia pero manteniendo las propiedades esenciales de adhesión de alto rendimiento. Entre ellos recientemente han aparecido los sistemas adhesivos con nanorrelleno, con un tamaño medio de partícula entre 5 a 7 nm, lo que les permite penetrar sin problemas en los espacios de tamaño micrónico del esmalte y entre las fibras colágenas, así como también en los canalículos dentinarios más pequeños. Además generaría una capa híbrida homogénea y más estable frente a las contracciones de polimerización propios de las resinas. Ellos corresponden a los adhesivos de 5º Generación, debido a que su composición química es similar y sólo difiere en el agregado de partículas de relleno de distintos tamaños según la procedencia del adhesivo. Ejemplo Adper Single Bond 2™ (3M-ESPE™), P & B NT™ (Dentsply™), Excite™ (Vivadent), One Coat Bond (Coltene/Whaledent) (5).

La mayoría de los sistemas adhesivos actuales presentes en el mercado dicen ser

superiores a sus predecesores, sin embargo ninguno de estos sistemas aparece todavía como capaz de obtener una restauración herméticamente sellada, con márgenes libres de coloración por un largo tiempo e impedir la infiltración marginal ⁽⁵⁾.

Existen otras formas de clasificar los sistemas adhesivos actuales, los cuales se desarrollan a continuación:

Clasificación según el número de pasos clínicos ⁽⁴³⁾:

- **Tipo I: Sistemas Multibotella:** El agente imprimante y el adhesivo están en recipientes separados, los cuales se deben aplicar posterior al grabado ácido de la dentina. Existen distintas opciones como Optibond™ (Kerr™), permagen™ (Ultradent™), Scotchbond Multi purpose™ (3M-ESPE™), All Bond 2™ (Bisco™), entre otros.
- **Tipo II: Sistema monobotella:** El agente imprimante y el adhesivo se presentan en un solo frasco, este compuesto debe ser aplicado posterior al grabado ácido de la cavidad. La principal ventaja de este grupo es la reducción del tiempo de trabajo y simplificación de la técnica para el operador. En el mercado se pueden encontrar Excite™ (Vivadent™), One Coat Bond™ (Coltene™), One Step™ (Bisco™), Prime & Bond NT™ y Prime Bond 2.1™ (Dentsply™), Syntac Single Component (Vivadent), Single Bond (3M-ESPE)

entre otros.

- **Tipo III: Sistemas Adhesivos autograbantes:** Se basan en el uso de monómeros ácidos que acondicionan, impriman y se adhieren al tejido dentario. La primera generación de este tipo de sistemas autograbante utilizan dos pasos clínicos, donde aplicaban una sustancia acondicionadora (ácido cítrico, maléico, nítrico), la cual no se lava puesto que se inactiva después de 20 a 30 segundos. Posterior a esto se aplica el adhesivo. Algunos de sus exponentes son Clearfil SE Bond™ (Kuraray™) y Scotch Bond 2™ (3M-ESPE™).

La segunda generación de autograbantes, posee el acondicionador, el primer y el adhesivo en una sola botella, por lo cual desde le punto de vista clínico requiere de un solo paso. Entre ellos están Xeno III™ (Dentsply™) o Prompt L Pop™ (3M- ESPE™) ⁽⁴³⁾.

Clasificación según el procedimiento clínico de aplicación ⁽¹¹⁾⁽³³⁾:

- 1. adhesivos que modifican la capa de barro dentinario y la incorporan al proceso de adhesión,** dentro de los cuales se distinguen sistemas adhesivos de uno o dos pasos clínicos según la presentación de una resina de enlace única o un agente imprimante más resina de enlace. Estos adhesivos requieren de un acondicionamiento del esmalte por separado.

- 2. Adhesivos que eliminan completamente la capa de barro dentinario,** dentro de los cuales existen sistemas adhesivos de dos o tres pasos clínicos ya sea que usen separados o combinado el agente imprimante y la resina de enlace. Estos sistemas necesitan un paso previo de grabado ácido total. Su mecanismo y función principal se basa en la formación de la llamada “capa híbrida” y las prolongaciones intracanaliculares de la resina. Algunos de estos sistemas adhesivos otorgan como agentes grabantes acondicionadores dentarios a ácidos tales como el cítrico, maléico, nítrico y oxálico como alternativa al ácido fosfórico, aspecto sobre el cual existen algunas controversias sobre la real eficacia de los primeros que aún no han sido aclaradas.
- 3. Adhesivos autograbantes que acondicionan las estructuras dentarias y disuelven la capa de barro dentinario al mismo tiempo,** puesto que combinan en un solo frasco el agente imprimante y el ácido, sin requerir la etapa previa de grabado ácido convencional. La base de estos adhesivos es que a medida que desmineralizan superficialmente la dentina, la van infiltrando con los monómeros que polimerizan *in situ*, así existe una continuidad desde la dentina subyacente hasta la resina de enlace sin dejar la capa de primer hidrofílico en la base de la zona descalcificada ⁽¹¹⁾⁽³³⁾.

En general, durante la última década se han establecido dos sistemas adhesivos como los de mayor desarrollo: los adhesivos monobotellas y los adhesivos con primer autograbante. Por supuesto, este mayor desarrollo ha sido en respuesta a la

búsqueda de una simplificación de los pasos clínicos para disminuir el tiempo ocupado en su aplicación así como también para lograr una menor sensibilidad de la técnica y un funcionamiento equivalente en esmalte y dentina.

Los adhesivos monobotellas están constituidos por sustancias como HEMA que realizan la función de agente imprimante, combinados con resinas de baja viscosidad. En su composición, a parte de estas moléculas ambifílicas, poseen solventes que facilitan el intercambio del agua por el monómero de tal forma que fijan la porción hidrofílica del sistema adhesivo a la estructura dentaria dejando expuesta hacia la superficie la porción hidrofóbica que posteriormente se unirá a la resina compuesta. Por lo tanto, los solventes de los adhesivos remueven la humedad residual y mejoran la penetración y humectación, del colágeno expuesto con la resina, puesto que actúan como intercambiadores de agua, desplazándola y llevando al agente imprimante hacia la dentina desmineralizada ocupando el espacio liberado por el agua ⁽⁸⁾⁽³³⁾⁽⁴⁰⁾.

Los principales solventes ocupados en los sistemas adhesivos son el etanol y la acetona como solventes orgánicos, los que son solventes captadores de agua y que se utilizan para facilitar la penetración de los monómeros y para obtener un contacto directo de la resina hidrofílica con las fibrillas colágenas. También se puede usar el agua que es considerada un solvente inorgánico, así como también combinaciones de los solventes mencionados en proporciones adecuadas para asegurar un óptimo resultado ⁽⁴⁴⁾. De acuerdo a esto los adhesivos también se han clasificado de acuerdo

al solvente que poseen.

Clasificación según el tipo de solvente:

1. Adhesivos con solvente acuoso: El agua puede rehumedecer la estructura dentaria que ha sido desecada y por lo tanto evitaría el colapso de las fibras colágenas al utilizarse este tipo de adhesivos sobre la dentina en estas condiciones, por este motivo estos adhesivos no requieren que la dentina se encuentre húmeda porque pueden correr el riesgo de sobrehumedecer.

En general, el agua tiene buena capacidad de penetración, posibilita el autograbado, tiene evaporación lenta por lo que dificulta su remoción, su temperatura de vapor casi dobla a la acetona, por lo que el remanente del agua podría poner trabas en la penetración y polimerización de la resina, y se ha demostrado en estudios que dan fuerza de unión menor⁽⁴⁵⁾. Un ejemplo es Syntac Single component™ (Vivadent™).

2. Adhesivos con solvente alcohólico: uno de los solventes más utilizados es el etanol, el cual ha demostrado mejorar la penetración de la resina. Estos adhesivos de preferencia se usan en dentina humedecida. El alcohol tiene excelente capacidad de penetración, adecuada evaporación y buena tensión superficial para humectar la capa de fibrillas colágenas expuestas. Ejemplos son Scotch Bond I™ (3M™), Excite™ (Vivadent™), Optibond Solo (Kerr).

3. Adhesivos con solvente acetónico: la acetona puede remover

eficientemente el agua desde el sustrato, sin embargo, no puede prevenir la consecuencia del colapso de las fibras colágenas cuando se usa sobre dentina desecada, es por ello que para el uso de estos adhesivos es imprescindible que la dentina esté húmeda. Las principales características de la acetona son: ser más volátil por lo que se evapora rápidamente, tiene una baja temperatura de ebullición por lo que requiere una cuidadosa conservación, es un excelente removedor de agua, aunque es un fuerte agente de desecado por lo que existe el riesgo de desecar la dentina. Se ha sugerido que la acetona es el mejor solvente para llevar la resina hacia la superficie de diente acondicionada. Ejemplos de estos adhesivos son Prime Bond NT™ (Dentsply™), All Bond II™ y One Step™ (Bisco™), Tenure Quick™ (Dent-Mat™), Admira Bond™ (Voco™), Solobond™ (Voco™) ⁽⁴⁴⁾⁽⁴⁶⁾⁽⁴⁷⁾.

Teniendo en cuenta que estos solventes son volátiles y que su principal función es facilitar la llegada de los monómeros hacia todos los lugares de la dentina donde exista agua, puede especularse que cualquier cambio que ocurra en sus proporciones producto de su evaporación, ya sea durante el almacenaje o manipulación previa a la aplicación del adhesivo, puede producir diferencias en el resultado final de la restauración.

Estudios han concluido que cuando el sistema adhesivo disminuye la concentración de su solvente, no logrará eliminar el agua presente en la superficie de la dentina, generando una adhesión de mala calidad, con pobres propiedades físicas ⁽⁴⁸⁾.

Perdigao et al. (1999), estudió los efectos del uso de adhesivos monobotellas en la resistencia a la tracción, en los cuales simuló el uso clínico de los adhesivos que contenían como solvente acetona, alcohol o agua. Encontró que después de tres semanas de uso simulado, la resistencia a la tracción disminuyó en forma significativa en el adhesivo que contenía acetona, lo cual fue atribuido a la evaporación del solvente ⁽⁴⁸⁾.

Otro estudio, (Abate et al 2000), concluyó en que los adhesivos que incluyen acetona como solvente, tienen los mas altos porcentajes de pérdida de masa, ante la exposición controlada al medioambiente, seguidos por los productos que combinan acetona con otros solventes o que contienen etanol o etanol y agua, los valores más bajos de pérdida de masa, se observaron en los productos en base a agua. Los porcentajes de pérdida de masa fueron aproximadamente 91% para la acetona, 28% para el etanol, y solo 3% para agua ⁽⁴⁴⁾.

Otro estudio, (Zambrano, Bader 2003), demostró que la evaporación *in vitro* de los solventes de dos adhesivos, uno con solvente alcohólico y otro un solvente acetónico, disminuyó significativamente la capacidad de sellado marginal de ambos adhesivos, observándose mayor grado de microfiltración marginal en las restauraciones realizadas con los adhesivos con su solvente evaporado, en comparación con las restauraciones realizadas con los solventes sin evaporar, siendo el indeseable efecto marcadamente más notorio en el adhesivo con solvente acetónico⁽⁴⁹⁾.

Otro estudio, (Arancibia, Urzúa 2004), demostró que después de 21 días de exposición repetida y controlada al medio ambiente, simulando el uso clínico, de dos adhesivos uno con solvente alcohólico y otro con solvente acetónico, se observó que ambos presentaron al estudio microscópico una alteración de la regularidad de la capa híbrida, siendo más notorio el efecto en el adhesivo con solvente acetónico, lo que se podría traducir clínicamente como una disminución de las propiedades mecánicas, así como una mayor probabilidad de microfiltración marginal a lo largo del tiempo y por lo tanto una menor longevidad de la restauración ⁽⁴³⁾.

En otro estudio (Byeong-Hoon Cho et al 2004), se evaluó como las variaciones del contenido de acetona como solvente de un adhesivo, puede afectar el grosor de la capa adhesiva y la resistencia a la tracción del complejo adhesivo y observó que efectivamente existía una relación entre la cantidad de acetona y los factores antes mencionados ⁽⁵⁰⁾.

En otro estudio (Rich, Bader 2005), se expuso diferentes marcas de adhesivos al medio ambiente por el período de un minuto, antes de ser utilizados se observó que los adhesivos que poseían solvente en base a una combinación de agua con etanol y los que son en base a agua, serían más estables que los que utilizan como solvente acetona o acetona en combinación con agua y etanol. Esto último se dedujo a partir de la evaluación del sellado marginal de restauraciones realizadas con distintos adhesivos con y sin exponer el solvente al medioambiente, por el tiempo de un

minuto ⁽³³⁾.

En virtud de la evidencia actual, acerca de la influencia de la evaporación de los solventes de los adhesivos de esmalte/dentina, y sus repercusiones clínicas, en especial en los que utilizan acetona como solvente, los fabricantes han lanzado al mercado adhesivos con presentaciones en monodosis en envases herméticamente sellados, con la finalidad de evitar las repetidas exposiciones al medio inherentes al repetitivo proceso de dispensado desde sus envases, con la consecuente evaporación de los solventes y pérdida de las propiedades de sus principios activos.

Al estar estos adhesivos herméticamente sellados, suprimiendo los pasos de abrir, dispensar y cerrar, propios de los adhesivos en botellas y evitando así la evaporación de los solventes inherente a este último proceso y por ello supuestamente asegurando la permanencia del solvente, cabe preguntarse si, en efecto, estas presentaciones comerciales efectivamente evitan la caducidad de las propiedades de los principios activos incluso después de su fecha de vencimiento. Para intentar responder esta interrogante este trabajo evaluó, el grado de microfiltración marginal de dos grupos de estudio; uno de restauraciones de resina compuesta realizadas con el adhesivo con su fecha de vencimiento vigente y otro realizadas con el mismo adhesivo pero con su fecha de vencimiento ya transcurrida hace dos años a partir de la fecha en que se realizó este estudio.

Hipótesis.

Existen diferencias significativas en el grado de microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con adhesivos dentinarios vencidos y vigentes.

Objetivo General

Determinar si existen diferencias significativas en el grado de microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con adhesivos dentinarios vencidos y vigentes.

Objetivos Específicos

- Determinar la magnitud de la microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con un adhesivo con su fecha de vencimiento vigente.
- Determinar la magnitud de la microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con un adhesivo vencido.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos de los grupos de estudio.

Materiales y Métodos

El trabajo experimental se realizó en el Laboratorio del Área de Biomateriales Odontológicos, del Departamento de Odontología Restauradora de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

Se utilizaron 15 terceros molares humanos, libres de caries, extraídos recientemente por motivos periodontales o afecciones propias de los terceros molares, los cuales fueron almacenados en una solución constituida por suero fisiológico con un 1% de formalina, manteniéndolas en recipientes cerrados a temperatura ambiente hasta el momento de su utilización, con la finalidad de mantener su hidratación y posibilitar su conservación. A todas las piezas dentarias, posteriormente se les retiró los remanentes de tejido blando y de ligamento periodontal, mediante el uso de curetas. Luego las superficies de las coronas y de las raíces fueron limpiadas con escobillas de copa y contra ángulo de uso dental con una velocidad máxima de 20.000 Rpm, utilizando una suspensión de piedra pómez grano fino en agua.

En cada pieza dentaria se realizaron dos cavidades operatorias clase V, una por vestibular y otra por palatino/lingual, estandarizadas en sus dimensiones, 3mm en sentido corono-radicular, 6mm en sentido mesiodistal y 3mm de profundidad. Para la realización de las cavidades se utilizó una turbina dental marca Kavo™ modelo extra torque, con abundante refrigeración y piedras de diamante de alta velocidad cilíndricas con extremo redondeado de 1,4 mm de diámetro N° ISO 314.141.524.014.

La piedra de diamante fue reemplazada por una nueva cada 8 preparaciones cavitarias para evitar su desgaste. Cada una de estas cavidades fueron realizadas por el mismo operador y se localizaron en el tercio medio, en sentido mesio-distal de la cara correspondiente y a 1mm hacia coronal del límite amelocementario, dejando la pared axial en dentina. Luego de realizadas las cavidades operatorias, todas las piezas se conservaron en suero fisiológico hasta el momento de ser restauradas. El adhesivo dentinario utilizado fue Solo Bond M Single Dose™ (Voco™) (Fig. 1 y 3), con presentación en blisters monodosis, del cual algunos tuvieron fecha de expiración vigente, y otros estaban hace dos años ya vencidos. A los blisters contenedores de las monodosis, un operador distinto al que realizó este trabajo, ocultó las fechas de expiración y les asignó al azar los nombres A y B, para evitar el sesgo. Posteriormente, las preparaciones cavitarias se obturaron con técnica incremental, siguiendo las instrucciones del fabricante para la aplicación del adhesivo, de acuerdo al siguiente esquema: las caras vestibulares utilizando sólo el adhesivo A y las caras linguales/palatinas utilizando sólo el adhesivo B. La resina compuesta a utilizar en ambos grupos fue Grandio™ (Voco™) (Fig. 2 y 3); la cual está clasificada como resina compuesta universal de fotocurado nanohíbrida. La lámpara de fotocurado utilizada fue de tipo convencional marca 3M™ modelo 2500. Una vez concluidas las restauraciones, las piezas dentarias se almacenaron durante 72 horas en una estufa a 37° C +/- 1° C y 100% de humedad relativa. Posteriormente, para evitar la infiltración por otras vías distintas al margen de la restauración, los ápices dentarios que no habían concluido su cierre y posibles conductillos cavofurcales, se sellaron con cemento de vidrio ionómero. Luego del fra-



Fig.1 presentación comercial de avío de adhesivo Solo Bond M™ (Voco™) en blisters sellados con monodosis



Fig.2 Presentación comercial de avío de resinas compuesta Grandio™ (Voco™)



Fig. 3 Jeringa de resina compuesta Grandio™ y blisters sellados con monodosis de adhesivo Solobond M™ (Voco™) con sus fechas de vencimiento ocultas.

guado de este último producto se selló toda la superficie de la pieza dentaria, excepto las restauraciones y un margen de aproximadamente 1mm alrededor de estas, con dos capas de adhesivo instantáneo universal de ester de cianoacrilato marca Súper Bonder™ (LOCTITE™).

Sobre esta capa y con un mismo patrón de distribución se aplicaron dos capas de esmalte para uñas de uso cosmético, para posteriormente aplicar una capa de acrílico de autocurado siguiendo el mismo patrón de distribución, esto para asegurar la impermeabilidad de las raíces y de las caras oclusales. Posteriormente a la etapa de sellado, las piezas dentarias preparadas, se conservaron por un período de 48 horas en una estufa a 37°C +/- 1°C y 100% de humedad relativa. Después de concluido este período se realizó el proceso de termociclado, para el cual se utilizó una solución acuosa de azul de metileno al 1%, como indicador de microfiltración marginal. El régimen de termociclaje consistió en 80 ciclos entre 3° y 60°C manteniendo las muestras 30 segundos en cada baño térmico y manteniéndolas a temperatura ambiente durante 15 segundos entre un baño y otro.

Después de concluida la fase de termociclado, las piezas preparadas, fueron lavadas y secadas, posteriormente se cortaron perpendicularmente a su eje mayor a nivel coronario, pasando el corte por el centro de las restauraciones, obteniendo así un fragmento coronario y un fragmento radicular, el corte se realizó con discos de carburundum montados en pieza de mano recta sin irrigación, utilizando un disco de corte por cada pieza dentaria a cortar. Se observó y consideró para este estudio el fragmento radicular. La observación de los cortes se realizó con microscopio

estereoscópico óptico marca Carl Zeiss™, serie 4251402 hecho en Alemania, utilizando una amplificación de 12X. La penetración del colorante entre el diente y restauración se consideró como microfiltración y por consiguiente, se midió la distancia que el colorante recorrió en la interfase diente-restauración a partir del borde cavosuperficial (Fig. 4), para así obtener el porcentaje de infiltración en relación a la longitud total de la interfase de la restauración, considerando como longitud total la distancia medida desde la superficie externa de la restauración hasta la pared axial. El 0% le correspondió a la nula penetración del colorante en la interfase y el 100% corresponde a la penetración del colorante hasta la pared axial.

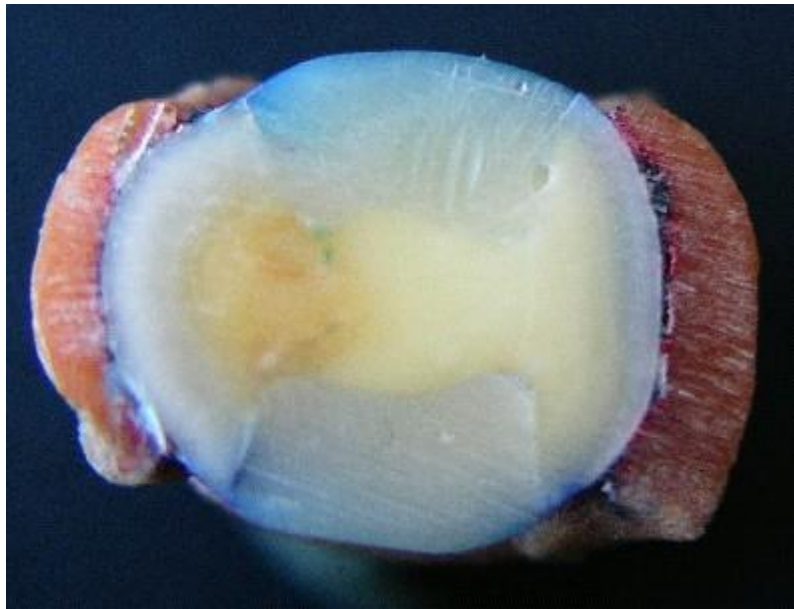


Fig. 4 Superficie de del corte de pieza dentaria restaurada (fragmento radicular). Nótese la infiltración del colorante especialmente a la izquierda de la imagen en ambas restauraciones.

Las mediciones de estas longitudes se realizaron observando las preparaciones a través de un objetivo ocular graduado a modo de regla de medir, de manera tal que

estas graduaciones se visualizan superpuestas sobre el objeto a observar. Los porcentajes de infiltración obtenidos fueron registrados en tabla de doble entrada en grupos A y B respectivamente, según el adhesivo utilizado en las restauraciones de las caras vestibulares o palatino/linguales.

Luego los datos se sometieron a la prueba estadística t-test para verificar la diferencia de las medias de los porcentajes de infiltración y a continuación de obtenidos los resultados estadísticos se procedió a identificar las fechas de expiración de los grupos A y B para conocer el resultado que arrojó este estudio.

Resultados.

Los valores obtenidos fueron tabulados para facilitar su comprensión y se muestran en las tablas I y II.

Tabla I.

Adhesivo A (vencido)	Interfase izquierda del campo de observación			Interfase derecha del campo de observación			Media de % de infiltración izq y der
	Nº pieza obturada	Longitud total*	Profundidad de infiltración*	% de infiltración	Longitud total*	profundidad de infiltración*	
1	45	2	4.44	55	5	9.09	6.77
2	50	14	28.00	44	15	34.09	31.05
3	36	17	47.22	41	3	7.32	27.27
4	53	5	9.43	37	19	51.35	30.39
5	34	6	17.65	35	1	2.86	10.25
6	42	6	14.29	40	8	20.00	17.14
7	43	10	23.26	40	11	27.50	25.38
8	46	12	26.09	36	24	66.67	46.38
9	39	5	12.82	41	3	7.32	10.07
10	46	20	43.48	36	27	75.00	59.24
11	30	7	23.33	38	27	71.05	47.19
12	30	11	36.67	35	8	22.86	29.76
13	44	30	68.18	40	0	0.00	34.09
14	35	4	11.43	37	9	24.32	17.88
15	37	21	56.76	31	31	100.00	78.38
Media de % de infiltración utilizando adhesivo A:							31.42

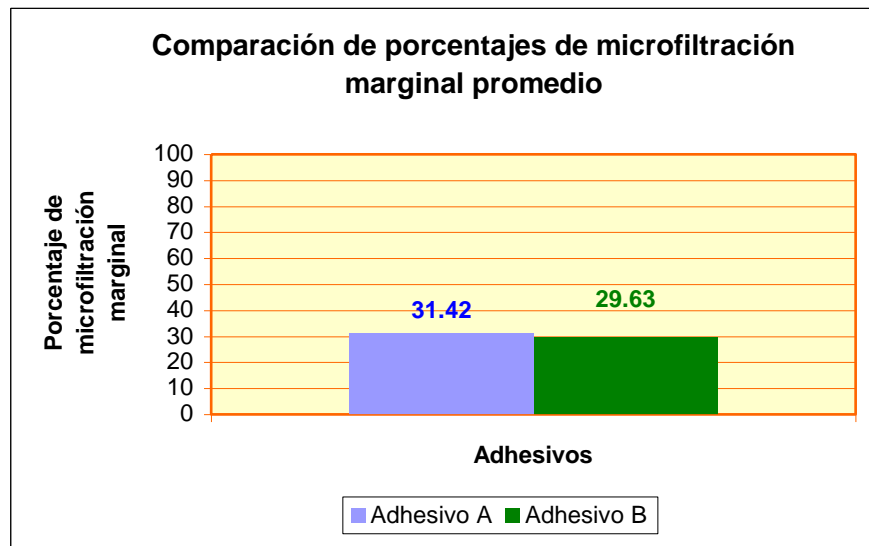
*Unidades de longitud otorgadas por la reglilla incorporada al lente ocular del microscopio.

Tabla II.

Adhesivo B (vigente)	Interfase izquierda del campo de observación			Interfase derecha del campo de observación			Media de % de infiltración izq y der
	Nº pieza obturada	Longitud total*	Profundidad de infiltración*	% de infiltración	Longitud total*	profundidad de infiltración*	
1	56	5	8.93	51	25	49.02	28.97
2	47	6	12.77	55	21	38.18	25.47
3	50	6	12.00	45	14	31.11	21.56
4	41	10	24.39	45	0	0.00	12.20
5	36	16	44.44	44	0	0.00	22.22
6	30	3	10.00	35	12	34.29	22.14
7	35	14	40.00	37	6	16.22	28.11
8	44	4	9.09	36	26	72.22	40.66
9	44	21	47.73	44	28	63.64	55.68
10	41	21	51.22	39	14	35.90	43.56
11	44	3	6.82	46	4	8.70	7.76
12	30	12	40.00	40	2	5.00	22.50
13	44	0	0.00	40	13	32.50	16.25
14	45	37	82.22	35	3	8.57	45.40
15	36	26	72.22	41	13	31.71	51.96
Media de % de infiltración utilizando adhesivo B:							29.63

*Unidades de longitud otorgadas por la reglilla incorporada al lente ocular del microscopio.

Gráfico N°1



Análisis de los resultados

Los resultados obtenidos fueron sometidos al test-t, cuyos resultados se expresan en la tabla III.

Grupo	N° muestras	Media %	Desviación Estándar	SEM(*)
Adhesivo A (vencido)	15	31.42	19.67	5.08
Adhesivo B (vigente)	15	29.63	14.52	3.75

SEM (*): Error estándar de media.

Diferencia de Medias=1.73

$t=0.283$

$p=0.779$

$p >> 0.05$

Por lo que podemos afirmar que **no** existen diferencias significativas en el porcentaje de microfiltración marginal entre los dos grupos de estudio.

Discusión.

De acuerdo a la metodología y las condiciones utilizadas en este estudio, se observa que no existen diferencias estadísticamente significativas en el grado de microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con sus adhesivos con su fecha de vencimiento vigente y con su fecha de vencimiento ya transcurrida hace dos años, cuando estos se presentan en forma de blisters sellados de monodosis. El adhesivo utilizado en este estudio fue Solobond M Single Dose™ (Voco™), clasificado como adhesivo de quinta generación, con solvente acetónico y con **presentación en blister sellado de monodosis.**

La evidencia actual se contrapone al resultado de este estudio, ya que numerosos trabajos previos, (Perdigao et. al. 1999, Abate et. al. 2000, Zamorano 2003, Arancibia 2004, Byeong-Hoon Cho et. al. 2004, Rich 2005) apuntan a que los adhesivos con solvente acetónico presentan un detrimento en sus propiedades físicas y de resistencia a la microfiltración marginal, sin embargo, estos estudios hacen referencia sólo a adhesivos que se presentan en botellas y por ello, este detrimento se produciría ante la exposición del adhesivo al medioambiente y la consecuente evaporación de la acetona, lo cual es inherente al proceso abrir, dispensar y cerrar.

Al observar el resultado de este estudio y contrastarlo con la evidencia actual que se contrapone al resultado obtenido, se infiere que esta contraposición se debe a la presentación comercial utilizada, ya que el adhesivo utilizado en este estudio, poseía presentación en blisters sellados con monodosis a diferencia de los estudios previos,

que fueron realizados con adhesivos en botellas. La mencionada presentación en blisters con monodosis elimina los repetitivos pasos abrir, dispensar y cerrar, por lo tanto elimina el crítico factor que es la evaporación del solvente a medida que se repiten dichos pasos, con lo que evitaría sus consecuencias, es decir el detrimento de sus propiedades físicas y de sellado marginal.

Al tener un adhesivo la presentación en blisters con monodosis, se favorecería la conservación de sus principios activos con el paso del tiempo, y por lo mismo cabe preguntarse ¿puede este tipo de presentación comercial conservar las propiedades del adhesivo en el tiempo, incluso hasta después de transcurrida su fecha de vencimiento?. A la luz de los resultados obtenidos, es decir, al no obtener una diferencia significativa en el porcentaje de microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con sus adhesivos con su fecha de vencimiento vigente y con su fecha de vencimiento ya transcurrida hace dos años, se puede inferir que efectivamente las presentaciones en blisters sellados con monodosis logran conservar las propiedades del adhesivo en el tiempo, aún después de transcurrida su fecha de vencimiento, aunque sería procedente para asumir esta afirmación con mayor grado de certeza, repetir este estudio con una muestra mayor, y además en vez de evaluar el sellado marginal, evaluar otras propiedades como la resistencia adhesiva de las restauraciones.

Conclusiones.

La magnitud de la microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con el adhesivo Solo Bond M Single Dose™ (Voco™) con su fecha de vencimiento vigente fue de 29,63 %.

La magnitud de la microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con el adhesivo Solo Bond M Single Dose™ (Voco™) con su fecha de vencimiento ya transcurrida hace dos años fue de 31,42 %.

No existen diferencias significativas ($p>0.05$) en el grado de microfiltración marginal entre las restauraciones de resina compuesta realizadas con el adhesivo dentinario Solo Bond M en blisters de monodosis sellados, con su fecha de vencimiento vigente y vencido hace ya dos años.

Sugerencias.

Se sugiere repetir este estudio con adhesivos que se presenten en botellas.

Se sugiere evaluar si existen diferencias significativas en la magnitud de la resistencia adhesiva de las restauraciones, de resina compuestas realizadas con un mismo adhesivo vigente y caducado.

Realizar estudios similares a este, con adhesivos de otras marcas con la misma presentación en blister de monodosis sellados, para confirmar si el comportamiento es consistente.

Resumen.

Se realizó un estudio comparativo “*in vitro*” propuesto por la Cátedra de Biomateriales Dentales, para evaluar la microfiltración de restauraciones de resina compuesta realizadas con un adhesivo de quinta generación con presentación en blister sellado de monodosis, con su fecha de vencimiento vigente y con su fecha de vencimiento transcurrida hace ya dos años desde la fecha en que se realizó la etapa experimental. El adhesivo que se utilizó fue Solo Bond M Single Dose™ (Voco™) (presentación en blisters sellados con monodosis).

Para ello se utilizaron 15 molares, libres de caries recientemente extraídos, a los que se les realizaron 2 cavidades clase V, en una de ellas se utilizó el adhesivo vigente y en la otra el adhesivo vencido para realizar las respectivas restauraciones de resina compuesta. La resina compuesta utilizada en ambos casos fue Grandio™ (Voco™). Concluidas las restauraciones se almacenaron en una estufa a 37°C +/- 1°C por 72 horas. Posteriormente se sometieron a termociclado y luego se midió el grado de microfiltración obtenido de acuerdo al porcentaje de penetración del colorante a través de la interfase diente restauración.

Los resultados obtenidos fueron sometidos al t-test, para verificar si existían diferencias significativas entre ambos grupos de estudio. Se concluyó finalmente que no existen diferencias estadísticamente significativas en el porcentaje de infiltración marginal de las restauraciones de resina compuesta realizadas con el adhesivo con

solvente acetónico en blisters sellados de monodosis Solo Bond M Single Dose™ (Voco™), ya sea con su fecha de vencimiento vigente o ya vencido hace dos años.

Referencias bibliográficas.

-
- (1) ANDERSON. M.H. "Current Concept of Dental Caries its Prevention". Operat. Dent. Suppl. 6:11-18 2001.
- (2) HENOSTROZA. G. "Diagnóstico de la caries dental" 1ª Edición, Universidad Peruana Cayetano Heredia, Perú, 2005. 122p. p13, Cap.1.
- (3) MARINÉ. A., STANKE. F, URZÚA. I. "Caries: tratamiento de una enfermedad infectocontagiosa". 1a Edición. Facultad de Odontología Universidad de Chile. 1997 54p. p7.
- (4) URZÚA. I, STANKE F., MARINÉ. A. "Tratamiento de la caries como enfermedad infectocontagiosa: Estudio preliminar". Rev.Dent.Chile. 87(3): 25-29, Noviembre, 1996.
- (5) BEÑALDO. C."Estudio comparativo *in vitro* de la microfiltración de restauraciones realizadas con un sistema adhesivo convencional y otras realizada con un adhesivo de nanorrelleno" Trabajo de Investigación para optar al Título de Cirujano-Dentista. Facultad de Odontología Universidad de Chile 2005.
- (6) URIBE, J, "Operatoria dental ciencia y práctica", 1ª Edición, Ediciones Avances Médico-dentales, Madrid, 1990, 385 p.p 19 Cap 1.
- (7) BARRANCOS. J. "Operatoria Dental", 3ª Edición, Editorial Medica panamericana, Buenos Aires, 1999, 1176p. p568-662, cap 17-21.
- (8) FRANKENBERGER. R., et al. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives a microtensile bond strength and morphological study". Dent. Mat. 17:373-380, 2001.
- (9) STURDEVANT, C.M., "Operatoria Dental, arte y ciencia", Harcourt Brace, España 1999. 825p.p.121. Cap 3.
- (10) CRAIG, R.G., "Materiales dentales, propiedades y manipulación", 6º Edición, Harcourt Brace, Madrid, 1999, 294p.p 1-78, Cap. 1- 4.

-
- (11) VAN MEEBEREK. B., et al. "The clinical performance of adhesives" J. Dent. 26:1-20. 1998.
- (12) URIBE, J, "Operatoria dental ciencia y práctica", 1ª Edición, Ediciones Avances Médico-dentales, Madrid, 1990, 385 p.p 19 Cap 1.
- (13) BADER., M. "Biomateriales dentales, propiedades generales", vol 1, 1º Edición, Universidad de Chile, Chile, 1996, 73p. p8, cap1, p50 Cap. 6.
- (14) ANUSAVICE, K.J., "Ciencia de los materiales dentales", 10ª Edición, México, 2001, 746 p. p 13-30. Cap.2 y 12.
- (15) SAAVEDRA, P. "Comparación *In vitro* del grado de resistencia adhesiva de los sistemas adhesivos Single Bond y Adaper Single Bond 2", Trabajo de investigación Para optar al Título de Cirujano- Dentista, Facultad de Odontología Universidad de Chile, 2006.
- (16) CRAIG, R.G., "Materiales dentales, propiedades y manipulación", 6º Edición, Harcourt Brace, Madrid, 1999, 294p.p 1-78, Cap. 1- 4.
- (17) ANUSAVICE, K. J., "La ciencia de los materiales dentales, de Phillips", 10º Edición, México, 2001. 746p.p 551-552, Cap 24.
- (18) ASTORGA, "Biomateriales dentales, materiales cerámicos", Volumen II, 1ª edición, Facultad de Odontología Universidad de Chile, 1997, 79p.p 69-79.
- (19) ANUSAVICE, K.J., "Ciencia de los materiales dentales, de, Phillips", 10ª Edición, México, 2001, 746 p. p 283-292 Cap 12.

-
- (20) URIBE, J, "Operatoria dental ciencia y práctica", 1ª Edición, Ediciones Avances Médico-dentales, Madrid, 1990, 385 p.p 195-205, Cap 8.
- (21) BARRANCOS, J,. "Operatoria dental", 3ª Edición, Editorial médica Panamericana, Buenos Aires, 1999, 1176p.p 635-649, Cap 20.
- (22) FORTIN, D., MARCOS, A., VARGAS., "The spectrum of composites: new techniques and materials" JADA 131:26S- 30S. June 2000.
- (23) PEUTZFELDT. A. "Resin composites in dentistry: the monomer systems" Eur J Oral Sci. 105:97-116 1997.
- (24) HALANI. A. H., TOH. A. H. "Detection of Microleakage, around, Dental Restorations: a Review". Oper. Dent. 22: 173-185, 1997.
- (25) FORTIN, D., MARCOS, A., VARGAS., "The spectrum of composites: new techniques and materials" JADA 131:26S- 30S. June 2000.
- (26) TORRES. D. "Análisis comparativo *in vitro* de la microfiltración de restauraciones realizadas con resina de enlace Single Bond con y sin fotopolimerizar el adhesivo". Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista. Facultad de odontología Universidad de Chile 2003.
- (27) EHRMANTRAUT, M., Bader, M., "Polimerización de resinas compuestas a través de estructuras dentarias". Rev. Fac. Odont. Univ, De Chile 12(2): 22-27. 1994.
- (28) ADA council on dental Bénédict programs. "Statements on posterior resin- based composites". JADA. 129(12):1627-1628. 1998.

-
- (29) SANDOVAL. M. “Estudio comparativo *in vitro*, al microscopio electrónico de barrido, del efecto sobre la dentina de un sistema adhesivo con grabado ácido total y un sistema adhesivo autograbante” trabajo de investigación para optar al título de cirujano dentista. Facultad de Odontología Universidad de Chile 2005.
- (30) MUÑOZ, R. “estudio comparativo de la profundización de polimerización de resinas compuestas con lámpara LED y lámpara halógena convencional” Trabajo de investigación para optar al título de cirujano dentista, Facultad de odontología Universidad de Chile 2004.
- (31) BARTOLODI, A. “Nanotecnología en la formulación de nuevos composites”. www.red-dental.com/ot006301. Página revisada el día 6 de noviembre, 2006.
- (32) EHRMANTRAUT, M., Bader, M., “Polimerización de resinas compuestas a través de estructuras dentarias”. Rev. Fac. Odont. Univ, De Chile 12(2): 22-27. 1994.
- (33) RICH. M., “Análisis comparativo *in vitro* del grado de microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas usando seis adhesivos de diferentes marcas comerciales con y sin evaporar sus solventes”. Trabajo de investigación para optar al título de cirujano dentista, Facultad de odontología Universidad de Chile 2005.
- (34) MONTENEGRO M.A., MERY C., AGUIRRE A. “Histología y embriología del sistema estomatognático”. Facultad de odontología Universidad de Chile. 1986. Cap. V y VI.
- (35) LOPES. G et al. “Dental Adhesion: Presente state of the art and futures perspectives” Quintessence Int. 33:213-224 2002.

-
- (36) ABREU. R. “Adhesión en odontología contemporánea I” <http://www.odontologia-online.com/casos/part/RA/RA01/ra01.html> Página revisada el 23 de noviembre 2006.
- (37) FUSAYAMA. T., Et al. “non pressure adhesión of a new adhesive restorative resin”. Journal of Dental research. 58(4): 1364-1370. 1979.
- (38) VAN MEEBEREK. B., et al. “the clinical performance of adhesives” J. Dent. 26:1-20. 1998.
- (39) TOLEDANO. M. et al. “Influence of self-etching primer on the resin adhesión to enameñ and dentin”. Am. Journal of Dentistry. 14(4): 205-210. 2001.
- (40) SWIFT E., PERDIGAO. J., HEYMANN. H.O. “Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art”. Quintessence Int. 26(2): 95-110. 1995.
- (41) SWIFT E., PERDIGAO. J., HEYMANN. H.O. “Enamel bond strenghts of “one bottle” adhesives”. Pediatric Dentistry 20(4): 259-262. 1998.
- (42) YACIZI A. et al. “The effect of current-generation bonding sistem of microleakage of resin composite restoration”. Quintessence Int. 33(10):763-769. 2002.
- (43) ARANCIBIA. M. “Evaluación *in vitro* de la formación de la capa híbrida al usar dos sistemas adhesivos monocomponentes expuestos al medio ambiente en forma repetida y controlada” Trabajo de investigación para optar al título de cirujano dentista” 2004.
- (44) ABATE. P. F., RODRIGUEZ. I., MACCHI. R. L., “Evaporation of solvent in one bottle adhesives”. Journal of Dentistry 28:437-440. Febrero 2000.

-
- (45) SWIFT E., PERDIGAO. J., HEYMANN. H.O. "Enamel bond strenghts of "one bottle" adhesives". *Pediatric Dentistry* 20(4): 259-262. 1998.
- (46) SALAS. R "Evaluación del sellado marginal del sistema de autograbado Adaper-Prompt en comparación con un sistema adhesivo convencional" Trabajo de investigación para optar al título de cirujano dentista" 2006.
- (47) KANKA. J. "Resin Bondingto wet substrate. I. Bonding Agents". *Quintessence International* 23(1):39-41 1992.
- (48) PERDIGAO., et al. "Efects of repeated use on bond strenghts of one bottle adhesives" . *Quintessence International*. 30:819-823. 1999.
- (49) ZAMBRANO. E. "Análisis comparativo *in vitro* del grado de microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas usando adhesivos con y sin evaporar sus solventes" trabajo de investigación para optar al título de cirujano dentista" 2003.
- (50) BYEONG-HOON CHO, SABINE. H. "Effects of the acetona content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thicness and the microtensile bond strength". *Dent. Mat.* 20:107-105. 2004.