

**Análisis comparativo de la filtración marginal entre los
composites de aplicación directa condensables e híbridos
Tesis Doctoral**

Autor: Prof. Dra. Lidia Ernestina Trigueros*

*Profesora Adjunta de la Cátedra de Odontopediatría de la F.O.R. U.N.R., Doctora en Odontología

INTRODUCCION

A pesar del progreso avasallador de los materiales dentales junto con los avances de la adhesión, no se ha podido lograr la restauración ideal y el peligro de la filtración marginal aún continúa con el consiguiente fracaso de las restauraciones.⁽¹⁾

Para que la técnica de restauración sea exitosa, la obturación debe perdurar en contacto íntimo con la estructura dentaria, puesto que si existe integración entre ambos, el diente restaurado funcionará con un comportamiento mecánico similar al del diente sano.⁽²⁾

Desde el punto de vista clínico las resinas se volvieron imprescindibles como material de obturación después de 1955, cuando Buonocore introdujo la técnica de grabado ácido, y a partir de esa fecha mucho se ha avanzado, pero aún no se ha logrado la deseada integración estructural entre el diente y la restauración.⁽³⁾

Los materiales de restauración ideales serían aquellos que no sufrieran contracciones volumétricas durante las reacciones de polimerización, pero está demostrado que las resinas se contraen durante dicho proceso.⁽⁴⁾

En los materiales fotoactivados, el principal inconveniente es que la contracción de polimerización se dirige hacia la superficie externa del material expuesto a la luz, ya que esa parte polimeriza primero.⁽⁵⁾

El endurecimiento y contracción de los composites generan fuerzas que los separan de las superficies dentarias, permitiendo en un futuro la consecuente filtración marginal.⁽⁶⁾

Este defecto marginal, producto de la variación dimensional de los materiales, originará problemas tales como el aumento de la sensibilidad, cambios de coloración, penetración de microorganismos que pueden ocasionar hasta problemas pulpares.⁽⁷⁾

Por otra parte, aumentará el riesgo de caries secundarias; ésto se considera uno de los mayores fracasos en la operatoria dental actual.^{(8) (9) (10)}

El logro de la adhesión para obtener una buena integración y continuidad entre la estructura dentaria y el material restaurador es imprescindible para alcanzar el "sellado marginal". Si éste no existe, penetrarán en el diente los componentes del medio bucal (microorganismos, iones y sustancias de la saliva) mediante fenómenos parecidos al de capilaridad.⁽¹¹⁾

Heymann y col. demostraron en un estudio sobre adhesivos dentinarios, que no sólo existen factores inherentes al material, o sea al sistema adhesivo, sino también a los dientes, los tejidos dentarios, y al propio paciente, que interfieren en la adhesión.⁽¹²⁾

A veces no se puede detectar a simple vista o con instrumental la existencia de defectos en el sellado marginal y clínicamente la restauración aparenta haber quedado bien, pero, a mediano o largo plazo, la filtración marginal hará fracasar la obturación con la colonización entre el material restaurador y el diente. ⁽¹³⁾

Wilson y col., en un estudio clínico de cinco años de controles a composites híbridos, con un índice de éxito del 86 %, demostraron que las imperfecciones marginales aparecen con mayor frecuencia en restauraciones amplias que en pequeñas obturaciones. ⁽¹⁴⁾

Dietschi y col., en un estudio con microscopio electrónico sobre la utilización de diferentes composites, comprobaron, tras nueve meses de estas restauraciones en boca, una reducción de la calidad del margen del 90 al 60 %. Estos valores empeoraron después de dos años, produciéndose, según el material, una reducción de entre el 57 y el 30 % respecto al largo total del margen. ^{(15) (16)}

Por todo lo expuesto, en la práctica clínica es importante conocer la filtración marginal de los materiales, siendo necesario el análisis comparativo entre los composites de aplicación directa, híbridos, condensables o empaquetables, combinándolos con diferentes sistemas adhesivos.

Ninguno de los materiales de obturación conocidos hasta el momento garantiza el sellado marginal.

REVISION BIBLIOGRAFICA

Una gran parte de los esfuerzos en la investigación de los materiales de odontología se ha realizado para el logro de éxito, donde la estética sea un factor de relevancia, dada la cada vez mayor expectativa de los pacientes en ese sentido. ⁽¹⁷⁾

Ya en 1871 aparecen los cementos de silicato. Se trataba de líquidos compuestos por ácido fosfórico que se unían a una base de polvo de silicato (vidrio de alúmina sílice), pero que clínicamente tenían corta duración, por disolución, agrietamiento y pérdida de la translucidez. ^{(18) (19)}

Esta falta de buenas propiedades mecánicas hizo que se reemplazara su uso por las resinas acrílicas. Si bien estos materiales tenían menor solubilidad que los cementos de silicato, menor propensión a las fracturas y mejor estabilidad de color, poseían poca resistencia al desgaste, inestabilidad dimensional, con abundantes fracasos clínicos originados por "filtración marginal" -visible clínicamente por las manchas en los márgenes de las restauraciones-, y las recidivas de caries eran sumamente frecuentes. ⁽²⁰⁾

En el año 1951 **Hagger**, químico suizo que trabajaba en la Amalgamated Dental Company en Londres y Zürich, desarrolló el primer sistema de adhesión a la dentina, para adherir una resina acrílica autopolimerizable (Sevriton) a la misma. El primer producto comercial utilizado fue Sevriton Cavity Seal, compuesto por ácido glicerofosfórico dimetacrilato. ⁽²¹⁾

Buonocore, en el año 1955, comunicó que las soluciones de ácido fosfórico al 85 % aplicadas al esmalte aumentaban considerablemente la retención de las resinas acrílicas al tejido. A partir de esta publicación se abrió una nueva luz de esperanza para la solución de los fracasos clínicos que presentaban las resinas; sin embargo, este trabajo, que cambió el rumbo de la Operatoria Dental, pasó prácticamente desapercibido durante muchos años. ⁽²²⁾

Cicardo, en el año 1955, fue uno de los primeros investigadores que dio comienzo a los estudios sobre microfiltración, analizando la permeabilidad centrípeta de los tejidos dentarios con el isótopo radioactivo I_{131} , en perros anestesiados con embutal. El autor comprobó en los elementos dentarios, que tanto el esmalte como la dentina eran permeables al agente radioactivo, dado que después de dos horas de radiaciones, era posible encontrar el isótopo en las glándulas tiroideas de los perros analizados. ⁽²³⁾

En los años 60, como alternativa de los cementos de silicato y de las resinas acrílicas sin relleno de metil metacrilato que se usaban hasta ese momento, aparecieron las resinas reforzadas. Bowen logró con éxito combinar una matriz orgánica con relleno mineral de cuarzo, dando origen a los composites. Esta experiencia permitió alentar nuevas esperanzas en la odontología debido a sus buenas condiciones estéticas y a su posible adhesión. ⁽²⁴⁾

Barber y Masler (1962) publicaron un estudio sobre la penetración de isótopos bajo obturaciones de cemento de silicato. Utilizaron bases y barnices debajo de las obturaciones realizadas en piezas dentarias recién extraídas. Hubo mayor penetración que las observadas en las restauraciones de amalgama. ⁽²⁵⁾

Gonzalez (1964) evaluó métodos autorradiográficos para el estudio del sellado marginal de los materiales dentales (amalgama, silicato, acrílico, cemento de fosfato) utilizando isótopos, en cavidades clase V, en piezas dentarias sanas. Todos esos materiales evidenciaron la penetración del radioisótopo entre las paredes cavitarias y el material de obturación. ⁽²⁶⁾

Toffenetti (1987) realizó un estudio sobre las indicaciones para las restauraciones estéticas posteriores, confirmando que su uso estaba limitado, pues sus técnicas eran complejas y el uso del dique de goma se hacía indispensable. Recomendó su empleo en:

- 1- Cavidades de grandes dimensiones, sólo en pacientes con buena higiene bucal.
- 2- Cavidades de clase I en molares o pequeñas cavidades de clase II en premolares.
- 3- Eliminación sólo de la zona de caries, hasta dentina sana, y protección con una base o *liner*.

La adhesión de estos materiales no era total, dando origen a filtraciones marginales.⁽²⁷⁾

Katohy y col. (1988), en un estudio clínico en restauraciones con resina compuesta, luego de cuatro años de haberlas realizado, concluyeron que había más pérdida de adhesividad en la dentina que en el esmalte, y que la humedad disminuía la adhesión. Hubo una mayor destrucción de la resina en la zona cervical, que aumentaría la microfiltración. Concluyeron estos autores que es aconsejable el aislamiento absoluto y la realización de cavidades retentivas.⁽²⁸⁾

Bullard y col. (1988), en un estudio *in vitro* sobre microfiltración, evaluaron la relación existente entre la misma y el coeficiente de expansión térmica de los materiales de restauración utilizados. Estos fueron seis materiales iguales: 1-Resina acrílica (Sevriton); 2-Resina compuesta de micropartículas (Silux); 3-Cemento de óxido de zinc-eugenol modificado con resina (Fynal); 4-Resina compuesta para dientes posteriores (Oclusin); 5-Amalgama (Cluster); 6-Ionómero vítreo (Ketac-Fil). Luego del ciclaje térmico y de la tinción, en el análisis de los resultados, el Sevriton fue el de mayor filtración y el Ketac Fil el de menor filtración. Observaron la existencia de una relación directa entre la cantidad de microfiltración y el coeficiente de expansión térmica.⁽²⁹⁾

Eakle y **Nakamoto** (1989) realizaron un estudio *in vitro* sobre microfiltración de los composites en restauraciones MOD comparando dos restauraciones con sistemas adhesivos para composite, y un ionómero vítreo (con pretratamiento dentinario con ácido poliacrílico). Utilizaron: Bondlite; Ketac Silver y Tenure. Todos mostraron filtración. Pero hubo mayor microfiltración cuando los márgenes de las cavidades se localizaban en cemento.⁽³⁰⁾

Cheung (1990) efectuó un estudio *in vitro* evaluando cinco sistemas adhesivos en restauraciones de dientes posteriores, para determinar el sellado marginal de las restauraciones terminadas tanto en esmalte como en cemento. Usó los siguientes sistemas adhesivos, junto con las resinas compuestas respectivamente consignadas, para el sector posterior: Scotchbond 2 (P50); Scotchbond Dual Cure (P30); Prisma Universal Bond (Ful Fill); Gluma Bonding System (Lumifor); Ketac Bond (Visiomolar). Observó que :

- todos los sistemas adhesivos presentaron microfiltración

- el sistema adhesivo Scotchbond 2 presentó los mejores resultados. ⁽³¹⁾

Han y col. (1990) evaluaron la influencia de los procedimientos restaurativos sobre la microfiltración, y cómo la polimerización de la resina, el tallado de la cavidad, y el pulido de la restauración influían sobre la misma, con la formación de microfracturas en el esmalte. Los resultados pusieron en evidencia una menor cantidad de microfracturas en las cavidades donde se había realizado bisel en el borde cavo superficial, y el pulido luego de 10 minutos de realizada la restauración. ⁽³²⁾

Barkhordar y col. (1997) estudiaron el efecto del blanqueamiento de dientes no vitales sobre la microfiltración de restauraciones de composites. Demostraron que la mezcla de peróxido de hidrógeno al 30 % y perborato sódico presentó efectos adversos sobre el sellado de la interfase diente-restauración, y que cuanto mayor es el tiempo de aplicación de los materiales blanqueadores, más importante resulta la microfiltración. ⁽³³⁾

Spyrides y col. (2000) demostraron una reducción en los valores de adhesión a esmalte en un orden del 71 al 76 %, cuando el procedimiento adhesivo se realizó inmediatamente después del blanqueamiento vital con peróxidos. ⁽³⁴⁾

Iwami y col. (2000) han experimentado un método eléctrico para detectar la microfiltración marginal de las restauraciones de resinas compuestas *in vitro*. Compararon piezas dentarias con adhesivos y sin ellos. Se midió el cambio en la conductancia de manera continua a través del margen de cada pieza. Los cambios en la conductancia se observaron en las piezas dentarias donde no se utilizó el adhesivo. ⁽³⁵⁾

Adhesión a las estructuras dentarias

El grabado ácido del **esmalte** permite obtener valores predecibles y elevados de adhesión con las resinas; desde hace más de treinta años se sigue una técnica que da resultados clínicos muy positivos. ⁽³⁶⁾

El esmalte es avascular, aneuronal y acelular. Es el tejido de mayor contenido mineral que se conoce. En su composición química, el ordenamiento interno de todos sus componentes lo hace ser la estructura biológica más densa del cuerpo humano. Debido a su alto contenido mineral el esmalte es bastante duro, propiedad que le permite soportar las fuerzas mecánicas aplicadas durante el funcionamiento dentario. Esta dureza, comparable a la del acero liviano, hace que este tejido sea frágil, necesitando una capa subyacente de dentina, más elástica, para mantener su integridad. ⁽³⁷⁾

La composición del esmalte está dada en un 94 % a 98 % por material inorgánico de calcio y fosfatos, siendo la hidroxiapatita el principal componente; posee muy poca materia orgánica: 1 %, y agua en un 2 a 3 % .^{(38) (39)}

Los ácidos aplicados sobre el esmalte cambian la superficie del mismo, que es de baja energía superficial, transformándola en un área de alta energía superficial, de casi 72 dinas/cm, o sea dos veces más que el esmalte sin grabar, que permite recibir un adhesivo en el mismo. El grabado ácido o acondicionamiento ácido disuelve la hidroxiapatita de la superficie adamantina y deja expuesto un esmalte capaz de atraer la resina.⁽⁴⁰⁾

Gwinnett (1971) realizó estudios sobre los diferentes cambios histológicos producidos en el esmalte utilizando ácidos a distintas concentraciones; ácido cítrico al 50 %; ácido fórmico al 10 %; líquido del cemento de fosfato; ácido fosfórico en concentraciones al 85 %, 50 % y 10 %, y ácido clorhídrico. Las mayores modificaciones en la superficie del esmalte, en el orden de los 25 µm, se registraron con este último ácido, en tanto las menores, de 5 µm, fueron encontradas con ácido cítrico al 50 %, fórmico al 10 %, líquido de fosfato, y ácido fosfórico al 85 %. Las concentraciones de ácido fosfórico entre 10 y 50 % son las que produjeron el mejor cambio histológico en el esmalte, con una microcapa porosa entre 5 y 25 µm de profundidad.⁽⁴¹⁾

Silverstone y col. (1975) describen tres tipos distintos de patrones de grabado:

- Tipo 1: donde se disuelven los núcleos de los prismas
- Tipo 2: con disolución de la periferia de los prismas
- Tipo 3: donde no se observa ninguna estructura prismática.⁽⁴²⁾

Barkmeier y col. (1986), en estudios realizados sobre diferentes tiempos de grabado ácido, han demostrado que no existen grandes diferencias en las superficies de esmalte grabadas, utilizando el ácido durante 15 segundos o 30 segundos.⁽⁴³⁾

De todos los estudios realizados, el ácido que demostró mejor comportamiento clínico ha sido el ácido fosfórico en solución acuosa, en concentraciones del orden del 35 % al 40 %, en escasos segundos (entre 15 a 30 segundos) compatibles con el trabajo clínico. Las soluciones menores al 32 % y las mayores al 40 % no son convenientes, puesto que forman sales de calcio con mayor rapidez y no producen un patrón de grabado satisfactorio. Una vez que la solución ácida ha actuado, debe lavarse con agua a presión durante 20 segundos para barrer los fosfatos que precipitaron sobre la superficie por la acción que produce el ácido sobre el esmalte.⁽⁴⁴⁾

Al grabar la superficie del esmalte con ácido ortofosfórico al 37 % durante 15 segundos se forman unos microporos en la misma por los que puede penetrar una resina poco viscosa sin relleno hasta una profundidad de 30-50 μm . Al fraguar la resina, la unión formada es bastante resistente y puede soportar una fuerza de corte de 20 MPa .⁽⁴⁵⁾

Summitt y col. (1992) investigaron la importancia del lavado de la superficie dentaria luego del grabado ácido con ácido fosfórico al 37 % durante 20 segundos utilizando un grupo testigo donde no se realizó el lavado. En este grupo se encontró el mayor grado de microfiltración marginal. ⁽⁴⁶⁾

Abate y col. (1998), en un estudio sobre el efecto de los ácidos sobre esmalte y dentina con microscopio electrónico de barrido (M.E.B.), utilizaron también ácido maleico al 10 %, pero la acción de éste sobre el esmalte fue menos satisfactoria que la lograda con el fosfórico al 35 %. Produjo una superficie grabada de menor profundidad, con poros irregulares y zonas que resultaron ser más resistentes a la acción del ácido. Entre las excavaciones se observaban delgados tabiques. En diversos sitios, estos tabiques parecían haberse desmoronado, lo cual determinaba una superficie extremadamente irregular. ⁽⁴⁷⁾

En la **dentina**, por sus características histológicas distintas del esmalte, la adhesión es controvertida. Es un tejido menos mineralizado que el esmalte. Contiene un 70 % de sustancia inorgánica, 12 % de agua, 18 % de sustancia orgánica.⁽⁴⁸⁾

Está compuesto por túbulos dentinarios, rodeados por una capa de dentina hipermineralizada denominada dentina peritubular, e inmersos en una matriz dentinaria llamada dentina intertubular, compuesta por fibras colágenas, hidroxipatita, proteoglicanos, glicosaminoglicanos y otros. ⁽⁴⁹⁾

Aproximadamente el 70 % de su peso está mineralizado por cristales de hidroxipatita. ⁽⁵⁰⁾

Pero lo más importante para la adhesión es la consideración de la sustancia orgánica constituida casi totalmente (en un 90 %) por colágeno y el resto por proteínas, lípidos y polisacáridos. ⁽⁵¹⁾

Weine considera que la formación de dentina se produce durante toda la vida del diente, con una velocidad de aposición y morfología diferentes.

La dentina inicial o primaria es tubular y regular, debido a que la sobrecarga sufrida por la pieza dentaria es mínima. Cuando esta sobrecarga comienza a producirse, la formación de dentina aumenta, englobando a la cavidad de la pulpa.

La dentina funcional o secundaria se produce a medida que las células secretan la matriz dentinaria y se retiran hacia el centro de la pulpa. Esta dentina es más ondulante, y contiene menos túbulos por unidad de superficie.

La dentina terciaria, reparadora, irregular, o defensiva (según Langeland, irritativa), es menos sensible a los estímulos internos, debido a la alteración de la continuidad de las prolongaciones dentinoblásticas. Tiene un mayor grado de calcificación que la dentina regular, y menor sensibilidad, debido a la falta de continuidad de dichas prolongaciones.

La dentina peritubular (esclerosis fisiológica) es una secreción calcificada de la prolongación dentinoblástica. Los túbulos se estrechan y finalmente se cierran por completo como consecuencia de la formación de la dentina peritubular y de la calcificación intratubular. Este último es un proceso fisicoquímico provocado por la precipitación de sales minerales dentro del túbulo; se lo ve en la zona transparente de la dentina cariada y en la dentina.⁽⁵²⁾

La dentina esclerótica tiene áreas hipermineralizadas que se graban por el ácido, pero son zonas donde la resina adhesiva no penetra; esta ausencia de *tags* hace que se logre una adhesión más débil. Es menos receptiva a los adhesivos dentinarios y se demostró que la zona de interdifusión, capa híbrida, que se genera, es más pequeña con respecto a la dentina normal.^{(53) (54)} **Van Meerbeek** y col. (1998) aconsejaron realizar un desgaste de la superficie dentinaria para exponer porciones más internas y menos escleróticas de la misma.⁽⁵⁵⁾

Asimismo, **Nakajima** y col. (2000) publicaron un estudio donde mencionan la importancia del acondicionamiento con ácido fosfórico al 32-35 %, previo a la utilización del adhesivo en la dentina afectada por caries, cuando usaron sistemas adhesivos de una sola botella (Single Bond-One Step).⁽⁵⁶⁾

En el año 1979 **Fusayama** y col. introdujeron el concepto de **grabado total**; utilizaban ácido fosfórico al 40 % durante 60 segundos en esmalte y dentina simultáneamente, aumentando considerablemente la fuerza de adhesión, y destacaron que las reacciones pulpares que se observaban cuando se utilizaban ácidos en dentina eran consecuencia del sellado marginal insuficiente.⁽⁵⁷⁾

Pashley (1992), enumeró los objetivos principales del **acondicionamiento dentinario**:

- a- eliminación de la capa de barrillo intrínsecamente débil, permitiendo la adhesión directa a la matriz dentinaria;
- b- desmineralización de la matriz dentinaria superficial para permitir la infiltración de resina en la zona de superficie preparada;
- c- descubrimiento de la dentina intertubular y peritubular;
- d- eliminación de todo tipo de biopelículas sobre la superficie.

El mismo autor analizó los efectos del grabado ácido sobre el complejo dentino pulpar; enfatizó que el ácido no causa compromiso pulpar, sino la filtración y la presencia de bacterias y sus productos. Concluyó que existen efectos adversos

con el acondicionamiento ácido y que la adhesión ideal a la dentina todavía no existe. ⁽⁵⁸⁾

Al tratar la superficie de la dentina con un ácido se logró eliminar parte de los cristales de hidroxiapatita, dejando la matriz de colágeno expuesta. Este colágeno no es tan favorable para la adhesión como los prismas de esmalte, en los cuales sí se puede conseguir adhesión mecánica microscópica. Por lo tanto, hubo que buscar otra forma de adhesión específica-química, que por un lado interactuara con la resina, y por el otro lado, con los componentes de la estructura dentaria. ⁽⁵⁹⁾

Se consideró que el barro dentinario debe ser acondicionado o removido previamente a la utilización del agente adhesivo, para ofrecer una mejor resistencia a la microfiltración. ⁽⁶⁰⁾

Cuando las moléculas hidrofílicas se introducen en el interior de la trama colágena de la dentina intertubular, producen, al polimerizar, la "capa híbrida", denominada así por **Nakabayashi**. ⁽⁶¹⁾

Esta capa híbrida se forma luego de la desmineralización de la dentina por el ácido. Quedan fibras colágenas con microporosidades, donde penetra el sistema adhesivo, y la produce. ^{(62) (63) (64)}

Dicha capa posee tres zonas diferentes. La superior es una fase densa, de colágeno desnaturalizado. La zona media posee fibrillas colágenas transversales y seccionadas longitudinalmente. La zona inferior es de transición, no del todo desmineralizada, con cristales de hidroxiapatita impregnados en resina. ⁽⁶⁵⁾

Una desmineralización de solamente 1 a 2 μm en la dentina es suficiente para obtener la resistencia adhesiva, dado que en esa profundidad penetrarían los monómeros. ⁽⁶⁶⁾

Como la mayor parte de la adhesión (el 90 %) es micromecánica a la dentina intertubular, tanto el acondicionador, como la resina adhesiva contienen monómeros que deben ser capaces de penetrar en la capa de colágeno para que se produzca la misma. ⁽⁶⁷⁾

Los sistemas de adhesión para dentina están formados por una mezcla de monómeros hidrofílicos que se colocan sobre la dentina acondicionada por el ácido. Fundamentalmente están constituidos por 2-hidroxietilmecrilato (2-Hema o Hema), estas moléculas se introducen en el interior del colágeno con excelentes características de humectación. ^{(68) (69)}

La mayor parte de la fuerza adhesiva no se debe a la retención micromecánica con el colágeno dentinario, sino a la dentina parcialmente desmineralizada que se encuentra en la base de la zona de colágeno expuesto. ⁽⁷⁰⁾

Los estudios de **Nakabayashi** sobre la desnaturalización del colágeno por acondicionamiento ácido informaron que la misma puede causar el fracaso a largo

plazo de la adhesión, debido a que el grabado ácido de la dentina produciría desmineralización hasta una profundidad que luego no se impregna completamente por el adhesivo, con la consecuente formación de una capa débil en la zona inferior de la misma. ⁽⁷¹⁾

Wakabayashi (1994) utilizó el hipoclorito de sodio para remover la capa de colágeno y exponer la dentina mineralizada, logrando así adherir directamente los adhesivos. ⁽⁷²⁾

El colapso del colágeno disminuye la adhesión, por lo tanto se aconseja la adhesión en superficie dentinaria húmeda. ^{(73) (74)}

En 1996, **Walshaw** y **Mc Comb** realizaron un trabajo sobre adhesión dentinaria óptima, y ya sugirieron que el acondicionamiento dentinario debe hacerse en menos de 15 segundos para eliminar el barro dentinario, aconsejando no reseca la dentina, y colocar sobre ella una capa de resina de baja viscosidad. ⁽⁷⁵⁾

Los primeros adhesivos para dentina que se usaron en el mercado eran hidrófobos, por lo cual se conseguía una muy baja adhesión, menor a 3 MPa. Se basaban en el simple contacto entre la superficie dentaria y el material (líquido o en pasta). En ese entonces, se evaluaba solamente el contacto entre la superficie dentaria y la resina fluida o en forma de pasta. Posteriormente se procedió a grabar excesivamente la dentina, y se llegó a una fuerza de adhesión de 10 a 12 MPa. Los adhesivos de tercera generación, se basaron en la remoción del barro dentinario y la penetración, luego del grabado de la dentina, del agente adhesivo dentro de los túbulos dentinarios expuestos. ⁽⁷⁶⁾

Estos adhesivos incluyen dos componentes separadamente para ser empleados en por lo menos dos pasos clínicos diferentes: la preparación del sustrato de dentina o cemento, y la colocación del adhesivo propiamente dicho. Lo más importante es impregnar o imprimir la dentina con una sustancia con la que pueda reaccionar luego el adhesivo, empleando para ello monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos respectivamente. ⁽⁷⁷⁾

Algunos adhesivos como el Gluma (Bayer), compuesto por una solución en agua y glutaraldehídos y un metacrilato hidrofílico, contienen una solución ácida (EDTA) al 17 %, que es la encargada de preparar la dentina para la adhesión.

Como se busca reaccionar con el colágeno previamente a la impregnación, es necesario preparar esa sustancia a través de la limpieza de la dentina con una solución ácida (EDTA). ⁽⁷⁸⁾

En otros casos, como con Scotchbond 2 (3M) y Prisma Universal Bond 2 y 3 (Dentsply), la impregnación es realizada en un solo paso: la colocación de un líquido que contiene, además de otras sustancias, un monómero y que debe ser

secado ligeramente con aire sin impurezas. En otros sistemas se realiza además la fotoactivación del imprimador. ⁽⁷⁹⁾

Los adhesivos de cuarta generación realizan el pretratamiento dentinario con imprimadores o acondicionadores que preparan mejor al sustrato para la adhesión.

En éstos, el término agente adhesivo ha sido reemplazado por sistema adhesivo. ⁽⁸⁰⁾

Luego aparecen los sistemas con "primers" autoacondicionantes. En un estudio en bovinos, **Hanning** (1999) afirmó que, como los "primers" autoacondicionantes contienen monómeros ácido-fosfatados en su composición, son eficaces aún sin el grabado en esmalte. ⁽⁸¹⁾

Christensen (2001) divide a los mismos en sistemas adhesivos de dos componentes y adhesivos dentinarios monocomponentes, donde un único envase contiene "primer" y adhesivo juntos. ⁽⁸²⁾

El contacto molecular íntimo entre el material restaurador y el tejido dentinario es un requisito fundamental para el desarrollo de la fuerza adhesiva. Estos adhesivos ejercen las dos funciones. Mantienen un balance de las concentraciones de los monómeros hidrofílico e hidrofóbico, forman la capa híbrida al ser extremadamente fluidos, y luego se unen a la resina compuesta porque se vuelven más espesos por evaporación del solvente. ⁽⁸³⁾

Los monómeros hidrofílicos, tales como Hema, que mejoran la humectación de resinas, y actualmente aquellos que poseen acetona y alcohol, remueven de la superficie dentinaria el aire y agua. ⁽⁸⁴⁾

Se han publicado métodos para modificar la técnica de aplicación de los sistemas de unión a base de acetona, a los fines de minimizar las microfiltraciones. Dichos métodos fueron realizados con el secador de aire tibio de Handi-Dry, que ayuda a calentar el diente. De esta manera, con la evaporación del solvente, las microfiltraciones disminuyen potencialmente, porque la polimerización progresa en dirección al diente, mientras que el solvente de acetona se evapora debido al medio tibio del diente. Pero esta técnica no se ha difundido porque complicaría el trabajo clínico. ⁽⁸⁵⁾

Los adhesivos deben tener un ángulo de contacto bajo como característica fundamental para poder humectar la superficie sólida, penetrar en las microporosidades, y ser capaces de tener viscosidad lo suficientemente baja y desplazar la humedad y el aire. ⁽⁸⁶⁾

Actualmente, con los nuevos sistemas de monómeros hidrofílicos combinados con el acondicionamiento ácido de la dentina, se ha conseguido una fuerza de unión de 22 a 35 MPa. Aunque no se ha establecido acuerdo universal

sobre el mínimo de resistencia al enlace necesario para proporcionar el éxito, ya valores de 20 MPa o menores constituyen una meta razonable. ⁽⁸⁷⁾

Perdigão y López (2001) publicaron un artículo sobre el efecto del tiempo de grabado sobre la desmineralización de la dentina. Cuando se hace el acondicionamiento dentinario con el ácido fosfórico al 35 %, si el ácido penetra más profundamente que la resina adhesiva aplicada sobre la superficie de fibras colágenas vulnerables, podría debilitar la adhesión. Concluyeron además, con el M.E.B., que la profundidad de penetración para 5 segundos de grabado ácido fue de 1,1 μm , mientras en 120 segundos obtuvieron 8,1 μm . Aunque la correlación entre la profundidad de penetración del ácido en la dentina intertubular fue importante, no fue correlativamente proporcional al tiempo de grabado respectivo. Si existe contaminación de la preparación con saliva y el operador regraba la dentina, la profundidad de la desmineralización será mayor, con la consiguiente falla adhesiva al no poder impregnarse la dentina con la resina adhesiva. ⁽⁸⁸⁾

La humedad ambiente también produce cambios en los sistemas adhesivos, más en dentina que en esmalte. Esto lo corroboraron Asmussen y col. (2001), en un estudio experimental con adhesivos a distintos porcentajes de humedad ambiente. Por lo tanto, las restauraciones deben ser hechas con aislamiento absoluto. ⁽⁸⁹⁾

Se han investigado diferentes sustancias que actuarían como agentes bactericidas (previamente a la utilización del sistema adhesivo) y agentes antimicrobianos incluidos en la composición de los mismos.

Abate y Macchi (1988) publicaron un estudio sobre la adhesión de composites a dentina tratada con Tubulicid. Estudiaron la posibilidad de tratamiento de las superficies dentinarias con distintas sustancias que favorecerían la posterior colocación e interacción de los adhesivos con el sustrato dentinario. Una de ellas es el Tubulicid, propuesto por Brännstrom. El tratamiento de la dentina con Tubulicid busca actuar sobre la misma como limpiador (contiene EDTA) y bactericida. El objetivo de este trabajo fue evaluar el efecto que ese tratamiento produce en la resistencia de la unión composite-dentina, lograda con agentes de enlace. El análisis estadístico demostró que los valores obtenidos sobre las superficies tratadas con Tubulicid fueron significativos, aunque no superiores a los valores obtenidos sobre las superficies no tratadas. ⁽⁹⁰⁾

En un estudio experimental, **Meiers y Miller** (1997) han demostrado que la actividad antimicrobiana de los sistemas adhesivos que tienen glutaraldehído en su composición, produce inhibición bacteriana sobre *S. mutans*, *L. salivarius*, *S. sobrinus* y *A. viscosus*. ⁽⁹¹⁾

Con el intento de agregarle propiedades anticariogénicas a los agentes adhesivos, se desarrolló un monómero MDPB que copolimeriza con la resina e inhibe el desarrollo del *S. mutans*, sin reducir las propiedades adhesivas de los composites, y posteriormente, otro agente antimicrobiano denominado Halo (Halo Scientific, Monterrey, M.A.), que en concentración al 1 % posee propiedades antibacterianas disminuyendo el número de *S. mutans* y *A. viscosus*.⁽⁹²⁾

Kudou y col. (2000) realizaron agregados de vancomicina y metronidazol a los sistemas adhesivos, no modificándose la resistencia adhesiva de los componentes de los mismos.⁽⁹³⁾

La investigación de los adhesivos utilizados actualmente, está dirigida al análisis del contacto entre el material y el diente durante la reacción de endurecimiento.⁽⁹⁴⁾

La **polimerización** es la transformación de monómeros en polímeros. Hasta que se produce esta reacción, los monómeros se encuentran equidistantes, a 4 nm entre sí; con la polimerización se reacomodan, y la distancia entre ellos disminuye tres veces. Cuando se produce el reordenamiento dimensional de monómeros durante la polimerización, inevitablemente se conduce hacia una contracción del volumen. Aunque la carga de alto relleno de una matriz de resina restaurada reduce la contracción de polimerización, las resinas compuestas actuales todavía contraen 2,9 a 7,1 vol.% durante la polimerización libre. Se generan tensiones de hasta 7 MPa.⁽⁹⁵⁾

Estas tensiones son la mayor causa de microfiltración.

Se debe considerar la compensación de este fenómeno, ya que ello determina inconvenientes que no llegan a equilibrarse con la absorción hídrica posterior.

Dichos inconvenientes se traducen en:

- microfracturas dentro del material
- microfracturas en el esmalte
- alteración en la unión matriz-relleno
- fisuras en los márgenes de la restauración
- reducción de la resistencia del material.

Durante la primera parte del proceso de polimerización, se produce la deformación o *flow*, a través de movimientos lentos o graduales en la masa del material. En tanto avanza la polimerización, hay una reducción del flujo del material, hasta llegar al punto gel por aumento del endurecimiento.⁽⁹⁶⁾

Las tensiones generadas se compensan a expensas de las superficies libres, cuando el material se endurece pero todavía puede fluir. En la etapa post-gel, el material llega a un punto de rigidez que no puede deformarse.

Las tensiones generadas por los procesos de contracción son importantes en la configuración de la preparación o factor C. ^{(97) (98)}

$$C = \frac{\text{Superficie total adherida}}{\text{Superficie total no adherida}}$$

La superficie libre de una restauración de resina actúa como reservorio para la deformación plástica en el comienzo de la polimerización.

Cuanto menor es la superficie libre y no adherida de una porción del material colocado en una preparación cavitaria, menor es la capacidad de fluir que tiene la resina.

Dada la contracción que se produce entre las superficies adheridas y no adheridas, deberán estar relacionadas a ella la preparación cavitaria, el modo de preparación del material de obturación y su polimerización. ⁽⁹⁹⁾

En las resinas compuestas la contracción se dirige hacia la fuente de luz. Con respecto a este tema, **Verlius** y col. (1998) realizaron un estudio sobre la contracción de los composites, planteando el interrogante si la misma es siempre hacia la fuente de luz. Estudiaron tanto materiales de autocurado como de fotocurado. Concluyeron que la dirección de la contracción no se veía afectada por la orientación de la luz, sino que intervenían factores tales como la forma de la cavidad, la calidad del enlace de la restauración del diente y las superficies libres. ⁽¹⁰⁰⁾

Diferentes autores han utilizado la técnica incremental de polimerización. Es eficaz en cuanto aumenta la proporción de superficie de resina adherida en relación a la superficie libre. Como hay limitación en las restauraciones de grandes volúmenes, dado que la profundidad de penetración de la luz está limitada, esta técnica da como resultado una menor contracción, porque la capacidad de relajación de flujos es mayor y permite ser utilizada para dirigir la contracción hacia las paredes de la cavidad. Con la técnica incremental, al reducir el factor C, disminuimos el riesgo de que la preparación se despegue en la interfase diente-restauración. ⁽¹⁰¹⁾

Hay distintas variantes de esta técnica incremental:

- incrementos horizontales;
- incrementos oblicuos; ⁽¹⁰²⁾
- incrementos en pico de flauta: cubriendo primero todas las paredes incluyendo la parte interna de la matriz; ⁽¹⁰³⁾

- técnica de Bertolotti, que consiste en colocar una resina de autocurado en la pared gingival para reducir las tensiones a ese nivel, terminándose luego la restauración con resina fotopolimerizable. ⁽¹⁰⁴⁾

Koenigsberg y col. (1989) estudiaron *in vitro* el efecto sobre la filtración marginal de tres técnicas de restauración con resinas compuestas, en clase II. Fueron estudiados 45 molares y premolares humanos. Todo el margen gingival de la restauración se preparó en esmalte. Se colocaron de base Dycal de fotocurado, grabado ácido durante 60 segundos, 15 segundos lavado. Se usaron P30 y adhesivo Scotchbond fotopolimerizable con matriz transparente. Realizaron tres grupos diferentes de restauraciones, con distintos tiempos y técnicas de fotopolimerización. En oclusal no hubo diferencias en ningún grupo: la microfiltración fue similar. En cambio, en la pared gingival de la caja proximal, la técnica vertical tuvo menor filtración. La relación entre superficie libre y superficie adherida fue presentada como una forma para explicar el mejor comportamiento de la técnica vertical. ⁽¹⁰⁵⁾

Eakle e Ito (1990) estudiaron el efecto de la técnica de inserción en la microfiltración en restauraciones MOD con resinas compuestas. Los materiales utilizados fueron el composite híbrido Herculite y el adhesivo Bondlite, con cuatro técnicas distintas de inserción: Grupo 1: usó la técnica de inserción única; Grupo 2: usó la técnica de inserción incremental en tres capas horizontales; Grupo 3: técnica de inserción en capas oblicuas; Grupo 4: la misma técnica anterior, pero con una base de ionómero vítreo. Los resultados de este estudio mostraron que era significativamente menor la microfiltración en paredes cavitarias a nivel de esmalte. En cambio fue siempre mucho mayor en el cemento, no relacionándose en el mismo con la técnica de inserción. Con ninguna de las técnicas empleadas se logró suprimir la microfiltración. Con respecto a las cuatro técnicas, el grupo 4, con la interposición de ionómero vítreo, fue el que tuvo peor comportamiento. Menor filtración tuvo la técnica de inserción oblicua, seguida por el grupo 1, de inserción única. ⁽¹⁰⁶⁾

En 1990, **Ericson y Dérand** publicaron un estudio sobre la reducción de las grietas cervicales, comparando esta técnica incremental, con otra que realizaron modificando la parte terminal de la lámpara de fotocurado con una punta transparente, la cual, a la vez que fotopolimeriza la resina compuesta, la presiona. Intentaban mejorar no sólo la filtración en la zona gingival, sino también los contactos interproximales. Concluyeron que, con esta modificación de la unidad de polimerización, se consigue una reducción en la formación de grietas del 50 %. ⁽¹⁰⁷⁾

Coli y Brännström (1993) analizaron la filtración marginal en restauraciones clase II utilizando dos técnicas de inserción con cuatro agentes adhesivos diferentes. Las técnicas de inserción fueron:

- Incremento único: con polimerización por la región cervical durante 40 segundos y después, en oclusal, 80 segundos.
- Inserción incremental con la primera capa hasta 1/3 de la caja proximal polimerizándola durante 40 segundos desde oclusal, y luego el llenado de la cavidad de una sola vez, fotopolimerizando durante 80 segundos.

Concluyeron que en las dos técnicas estudiadas no hubo diferencias significativas. ⁽¹⁰⁸⁾

Coli y col., en ese mismo año, efectuaron modificaciones en el tallado de las preparaciones, para estudiar el efecto que producirían sobre la contracción de polimerización las retenciones realizadas en la pared gingival, a nivel del ángulo axiogingival. Realizaron ranuras verticales con canaletas en las paredes vestibular y lingual de la caja proximal, y un surco en la pared gingival de la misma, comparándolas con un doble tallado en forma de W en la pared gingival en la unión amelocementaria. Como resultado de esta investigación, la doble retención en forma de W fue la más eficaz, dado que los composites se retienen en la misma cuando se produce la contracción de polimerización. ⁽¹⁰⁹⁾

Actualmente se aconseja la técnica de polimerización secuencial que consiste en una polimerización inicial de 10 segundos alejada del composite (baja intensidad), y luego una de 30 a 50 segundos aplicada en forma directa con la máxima intensidad de luz. Existen lámparas comercialmente preparadas con las cuales se puede graduar la misma. ^{(110) (111)}

La polimerización realizada con baja intensidad lumínica, seguida con una de alta intensidad, mejora la integridad marginal como así también las propiedades físicas del material. ⁽¹¹²⁾

La reacción en cadena de la polimerización comienza a partir de los radicales libres de los sistemas iniciadores; en la superficie de la restauración se combinan con el oxígeno, y queda una capa sin polimerizar, que se denomina capa inhibida, y que difiere según el material entre 10-20 μm . ⁽¹¹³⁾

En los **composites autocurables** -o de polimerización química o de dos componentes- la mezcla es realizada por el profesional. La contracción de polimerización ocurre en el centro del volumen del material, y como el calor acelera la reacción química, la polimerización inicial de las resinas autocurables comienza en la pared dentinaria, debido a la más alta temperatura del diente. Dicha contracción se vería influenciada por el contenido, en cantidad y calidad, de los

componentes de la resina, y, al provocar la separación del material de obturación de las paredes cavitarias, se produciría una filtración marginal importante. ⁽¹¹⁴⁾

En el proceso de polimerización química se produce una reacción de oxidorreducción, que al modificarse con el paso del tiempo, produce decoloración en el composite. Estos procesos de decoloración ya eran muy visibles a los tres años de estar colocado el composite en boca, y estaban provocados por los aceleradores amínicos utilizados para aumentar la velocidad de polimerización. ⁽¹¹⁵⁾

Luescher y col. (1977) realizaron un estudio con resinas compuestas (Adaptic y Concise), donde evaluaron la microfiltración y adaptación marginal de estos materiales químicamente activados, en dos tipos diferentes de cavidades:

- 1- cavidades convencionales de Black;
- 2- cavidades para restauraciones adhesivas con el ángulo cavo superficial biselado y los ángulos internos redondeados.

Se realizaron restauraciones de tres tipos:

- 1- con grabado ácido y sin él;
- 2- con resina fluida y sin ella;
- 3- con compresión y sin ella.

Con microscopio electrónico de barrido, concluyeron que había menos filtración marginal en las cavidades adhesivas y en las que se utilizó grabado ácido y resina fluida; no ocurrió así en las convencionales. En cambio, la colocación de la resina, ya sea con compresión o sin ella, no mostró diferencias significativas en la evaluación estadística. ⁽¹¹⁶⁾

Hoy se prefieren los **fotocurables**, que tienen prolongado tiempo de trabajo y corto tiempo de endurecimiento. La mezcla de los componentes del composite, en este caso, es realizada industrialmente, por el fabricante. Poseen mayor estabilidad y menores cambios de color a través del tiempo. ⁽¹¹⁷⁾

Las primeras unidades que se utilizaron para fotopolimerizar las resinas compuestas empleaban luz ultravioleta, y se dejaron de utilizar por presentar problemas de seguridad. ⁽¹¹⁸⁾

Luego aparecieron las lámparas halógenas: de emisión directa, de alta concentración, secuenciales, lámpara de diodo, arco de plasma, láser de argón...

Todos los aparatos mencionados tienen diferencias significativas en cuanto al tiempo que se emplea para polimerizar y el calor, variables que **afectan** la contracción de la restauración, con la consiguiente microfiltración, y pueden producir lesiones en el órgano pulpo-dentinario. ⁽¹¹⁹⁾

Las técnicas de fotocurado son fotoquímicas: a través de energía radiante, producen trabajo y desencadenan la reacción química.

Se necesita una unidad de luz que tenga suficiente potencia en la unidad de tiempo para que su uso en la clínica sea factible.

El material debe ser capaz de absorber una longitud de onda de aproximadamente 470 nm suministrada por la unidad de polimerización, la cual debe emitir una energía de 350 mW/cm² para lograr un grado apropiado de conversión del monómero. ⁽¹²⁰⁾

Chen y col. (2001) en un estudio *in vitro* sobre la citotoxicidad de los adhesivos, demostraron que la fotopolimerización insuficiente de los mismos ejerce efectos adversos sobre la pulpa dental. ⁽¹²¹⁾

Yap y col. (2001) investigaron la influencia que tiene la intensidad de la emisión de luz en la polimerización de los composites. ⁽¹²²⁾

En el comienzo de la polimerización, la intensidad de emisión de luz debe ser baja para que se forme el punto gel. La baja intensidad de luz (150 mW/cm²) favorece la disminución de las tensiones y del flujo. ⁽¹²³⁾

Con respecto a la utilización del láser de argón comparándolo con la luz halógena, a menor distancia entre la lámpara de luz halógena y la superficie restaurada, se obtuvieron valores menores de resistencia adhesiva (distancia menor a 0,5 mm). En cambio, a 0,5 mm, no se encontraron diferencias significativas entre el láser de argón y la luz halógena. A mayor distancia, con el láser lograron mejores resultados. ⁽¹²⁴⁾

Suñol Periu y col. (1999) realizaron un trabajo de investigación para establecer el grado de microfiltración *in vitro*, de cavidades obturadas con composites polimerizados mediante radiaciones ionizantes de gas xenón, comparándolo con la luz halógena, y obtuvieron menor microfiltración, a pesar del aumento de la velocidad de la fotopolimerización con este nuevo sistema. ⁽¹²⁵⁾

Los **composites** para restauraciones son materiales muy complejos, que contienen :

- una resina orgánica que forma la matriz;
- un relleno inorgánico ;
- un agente de acoplamiento que une la resina con el relleno;
- un sistema iniciador que activa el mecanismo de fraguado o polimerización;
- estabilizadores (inhibidores);
- pigmentos.

La mayoría de los sistemas contiene bis-GMA (bisfenol-A-diglicidil dimetacrilato), una resina de mucha viscosidad que, como ya se dijo, fue desarrollada por **Bowen**, en EEUU, en 1960. Se le añaden otros monómeros de baja viscosidad como EGDMA, TEGDMA y HEMA, para facilitar la manipulación clínica. ⁽¹²⁶⁾

En los rellenos inorgánicos, cada marca comercial contiene un porcentaje diferente, pudiendo llegar al 88 % para los composites híbridos.

El agente de acoplamiento es silánico para unir el relleno a la matriz resinosa. Generalmente es un vinilsilano (gamma-metacriloxietiltrimetoxisilano), sustancia que tiene en su molécula grupos silano para la unión química con la parte cerámica, y grupos vinílicos con doble ligadura que permiten una reacción y unión con la fase orgánica, cuando las moléculas de ésta polimerizan por adición. ⁽¹²⁷⁾

Algunos composites tienen compuestos de fluoruro en su constitución, como el Tetric Ceram, que se utilizó en este estudio. Este material tiene un 17 % de trifluoruro de iterbio y un 5 % de fluorsilicato de vidrio de bario. ⁽¹²⁸⁾

Otra variante en las resinas compuestas son las denominadas inteligentes, con la particularidad de liberar selectivamente iones a través de su fase orgánica. Si baja el pH intrabucal, estos composites liberan iones de fluor, calcio y oxhidrilos. ⁽¹²⁹⁾

El Ariston pHc fabricado por Vivadent fue desarrollado con la intención de reemplazar amalgamas en cavidades realizadas para tal fin. Con pH bajo, (aproximadamente 4), tal como se encuentra en la placa activa, o bien con una actividad elevada de gérmenes cariogénicos, la liberación de iones es bastante más alta que con pH neutro. Este material está constituido por una mezcla de diversos metacrilatos, que constituyen el 20,8 % del peso del material, y un relleno inorgánico de vidrio alcalino, vidrio de fluorosilicato de Ba-Al, trifluoruro de iterbio y dióxido de silicio altamente disperso, en una proporción del 79 % del peso del material. ⁽¹³⁰⁾

Abate y col. (2001), en un estudio comparativo sobre la estabilidad química y liberación de fluoruro de ionómeros vítreos y resinas, demostraron que el grado de liberación de fluoruro, en orden decreciente, fue: Ariston pHc, ionómeros, compómeros y los composites restantes. ⁽¹³¹⁾

Dada la importancia que tienen en los composites el tamaño y distribución de las partículas de relleno, existen varias clasificaciones de composites, entre las cuales, la más conocida fue enunciada por **Lutz** y **Phillips** en 1983: ⁽¹³²⁾ (Fig. N°1)

- 1- Macrorrelleno
- 2- Microrrelleno de partículas prepolimerizadas fragmentadas
- 3- Microrrelleno homogéneo
- 4- Microrrelleno de partículas prepolimerizadas esféricas
- 5- Microrrelleno de complejos de microrelleno aglomerada
- 6- Híbridos

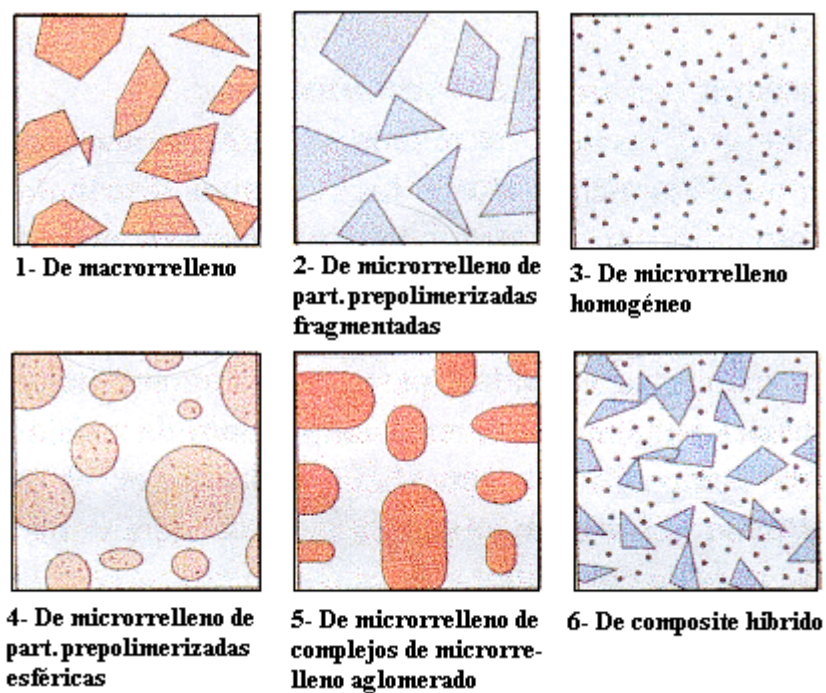


Figura N°1: Esquema de los diferentes tipos de resinas compuestas.

Dietschi y col. clasifican a los composites en:

- Macrorrelleno (tradicional) monomodal, con partículas con ángulos afilados. Tamaño de la partícula: mayores a 5 μm . Contenido en peso: 60 a 80 %
- Partícula pequeña esferoidal monomodal: partículas pequeñas esferoidales molidas. Tamaño de la partícula: 0,6 μm . Contenido en peso: 85 %
- Microrrelleno homogéneo monomodal: sílice pirolítica. Tamaño de la partícula: 0,4 μm . Contenido en peso: 35 a 45 %
- Microrrelleno no homogéneo monomodal: sílice pirolítica más complejos de relleno de resina. Tamaño de la partícula: 0,04 μm . Contenido en peso: 45 a 79 %
- Híbrido bimodal: sílice pirolítica molida en macropartículas con ángulos afilados. Tamaño de las partículas: 0,04-2-1 μm . Contenido en peso: 70 a 80 %
- Híbrido fino bimodal. Tamaño de las partículas: 0,04-0,05-1 μm . Contenido en peso: 70 a 80 %. ⁽¹³³⁾

En el sector anterior es necesaria una buena armonía óptica. ⁽¹³⁴⁾ En cambio, en el posterior, una restauración debe mantener la forma anatómica, con contactos con las piezas dentarias antagonistas, para que el sistema estomatognático funcione correctamente. ⁽¹³⁵⁾

Una de las mayores desventajas de los composites es la escasa resistencia a la abrasión. Las restauraciones en el sector posterior no deberían perder más de 30 μm , o sea, no más de lo que pierde normalmente un diente. **Leinfelder** (1999)

evaluó *in vitro* la pérdida que se produce en las resinas durante la masticación. Estos estudios ayudarían a los fabricantes a mejorar la composición química de dichos materiales en tiempos más cortos. ⁽¹³⁶⁾

Las resinas compuestas indicadas para uso en dientes posteriores deberían tener un módulo de Young por lo menos igual al de la dentina (18500 MPa), y de preferencia más elevado. ⁽¹³⁷⁾

Por lo tanto, los composites del sector posterior presentarían un contenido cerámico superior al 50 % en volumen. Dentro de este grupo de composites para el sector posterior se encuentran los composites híbridos y los condensables.

Los **composites híbridos** tienen un contenido de relleno de 70 a 86 % en peso. ⁽¹³⁸⁾

- No poseen la condensabilidad necesaria para aquellas zonas de difícil acceso.
- No pueden reconstruir la relación de contacto interproximal.

Cuando se debe obturar directamente grandes cavidades, la contracción de polimerización y sus consecuencias, son responsables de una adaptación insatisfactoria, e incluso de cierto desgaste de las estructuras dentales. ⁽¹³⁹⁾

Para subsanar los inconvenientes de los composites híbridos aparecen los composites condensables.

Estos composites tienen mayor posibilidad de mejor manipulación en el sector posterior, pero inferiores cualidades ópticas. ⁽¹⁴⁰⁾

Tienen una porción inorgánica de refuerzo que es mayor al 80 % en peso, y, como cualquier composite, poseen una fase orgánica que es la encargada de endurecer el material cuando se lo polimeriza. En su composición presentan las resinas BIS-GMA o UDM, y otras resinas mejoradas para disminuir la contracción de polimerización. ⁽¹⁴¹⁾

Las modificaciones más importantes que se hicieron a los composites, se llevaron a cabo sobre la cantidad de carga inorgánica, para convertirlos en materiales pasibles de ser condensados o empaquetados. ⁽¹⁴²⁾

Las partículas de relleno están conectadas entre sí. Poseen formas irregulares en su superficie, lo cual otorga una mayor viscosidad, que favorece el empaquetado o la condensación del material para realizar la restauración, debido a que las partículas, al ser irregulares, tienen traba mecánica entre ellas. En cambio, en los híbridos, las partículas están desconectadas unas de otras, y si se los condensa o empaqueta no pueden evitar el escurrimiento. ⁽¹⁴³⁾

Con respecto al manejo clínico de los composites condensables, debido a la consistencia o viscosidad del material, se los puede manipular en forma similar a la amalgama, utilizando un instrumento parecido al portaamalgama, matrices

metálicas, y técnicas de inserción en capas mayores que en los composites convencionales.⁽¹⁴⁴⁾

Ehrnford y Derand (1984) realizaron un estudio *in vitro* en cavidades clase II restauradas con resinas compuestas. Utilizaron tres resinas compuestas: Profile (que es activada químicamente), Durafill fotocurado, y otra resina compuesta experimental también fotocurada "condensable".

Estudiaron la dimensión de la brecha (grieta) que se forma entre la resina compuesta y la pared gingival de las restauraciones de clase II. Realizaron cavidades en premolares y observaron que las restauradas con resinas condensables tenían grietas de 10 μm , mientras que con Profile y Durafill alcanzaban las 35 μm . La menor carga de naturaleza porosa de la resina experimental sería el resultado de la menor contracción de polimerización de la misma.⁽¹⁴⁵⁾

Aw y Nicholls (2001) publicaron un estudio *in vitro* sobre resinas compuestas o empaquetables, en el cual sostienen que algunos condensables tienen menos contracción que los composites híbridos, mientras que otros no diferirían tanto con ellos.⁽¹⁴⁶⁾

En cuanto a las ventajas de los composites para el sector posterior podemos decir que:

1. Las preparaciones adhesivas limitan el diseño cavitario eliminando el tejido dentario cariado y preservando el tejido sano.
2. La odontología adhesiva hace posible cumplir con las nuevas exigencias estéticas de los pacientes.
3. Poseen la radioopacidad necesaria para que los materiales puedan ser controlados por el odontólogo radiográficamente y así poder distinguir la restauración.
4. Tienen conductividad térmica baja, no transmiten los cambios de temperatura fácilmente, reduciendo la sensibilidad post operatoria.
5. Favorecen la integración a la estructura dentaria. El composite es capaz de ser integrado al diente por el mecanismo adhesivo.^{(147) (148)}

Se considera que las desventajas de las resinas compuestas en el sector posterior son:

1. Contracción por polimerización. Estudios sobre diferentes propiedades físicas y mecánicas de los composites, como viscosidad, coeficiente de expansión térmica, módulo de elasticidad, resistencia al desgaste, determinan e informan que su uso en grandes cavidades no es conveniente, porque la contracción de polimerización es muy grande, y se producen fallas considerables en la adhesión, macro y micro fracturas en el esmalte, y desgaste de la resina compuesta.⁽¹⁴⁹⁾

Eick y col. (1995), en un estudio sobre los adhesivos dentales sin contracción que aparecerían en el futuro, sostienen que para contrarrestar la contracción de la polimerización de los composites, se deberá tener en cuenta la humectación del adhesivo y la penetración del mismo en la capa dentinaria tratada. ⁽¹⁵⁰⁾

2. Resistencia al desgaste. Es uno de los mayores problemas de los composites, que se ha ido mejorando a través del tiempo. El desgaste de la resina es la consecuencia de la ruptura mecánica y el daño químico del material.

Ferracane, en el año 2001, enfatizó que los composites deberán todavía modificar su composición química para mejorar la resistencia al desgaste, biocompatibilidad y sellado marginal. ⁽¹⁵¹⁾

3. Caries secundarias. **Mjör** y col. analizaron que la razón principal del recambio de todos los tipos de restauraciones estudiados, es el diagnóstico clínico de caries secundarias. ⁽¹⁵²⁾

4. Las resinas compuestas tienen baja resistencia a la tracción. ⁽¹⁵³⁾

En la actualidad, cuando se utilizan composites, deberían tenerse en cuenta las siguientes consideraciones:

1. El factor C, en la clínica, puede ser reducido al mínimo, realizando preparaciones donde exista mayor superficie libre en el material y menor superficie de contacto entre éste y la superficie dentaria. ⁽¹⁵⁴⁾ Debería utilizarse en la primera capa de la restauración un *liner* de bajo módulo de elasticidad o incluso resinas autopolimerizables. Las preparaciones cavitarias deben ser pequeñas y las porciones del material, también. ⁽¹⁵⁵⁾
2. El uso de una técnica de polimerización secuencial, iniciando la activación con baja potencia en la emisión de luz, y sólo aumentarla posteriormente para asegurar la completa conversión monómero-polímero. Para obtener esta forma de activación secuencial se dispone de unidades de polimerización que funcionan en dos etapas, otorgando las dos potencias requeridas. Otra alternativa podría estar dada por la modificación de la distancia entre la fuente de emisión o extremo de salida de la radiación, y la superficie del material a activar. De esta manera, al aumentarse el área cubierta por la radiación, se logra disminuir su potencia por unidad de superficie, y por lo tanto la cantidad de energía que actúa en un tiempo dado. ⁽¹⁵⁶⁾
3. Colocar en la interfase adhesiva materiales *flow*, que tengan bajo módulo de elasticidad, para que las tensiones generadas durante el proceso de polimerización se liberen. ⁽¹⁵⁷⁾
4. Realizar las preparaciones con terminaciones, para que en la relación céntrica los contactos oclusales estén en el diente y no en la restauración

ni en su interfase con el diente, y así evitar su desgaste. Los composites posteriores extensos y amplios que cubren los contactos oclusales son más propensos a los fracasos, debido a los impactos y la fatiga. ⁽¹⁵⁸⁾

Swift y col. (1996) aconsejaron la utilización de resinas intermedias de baja viscosidad para disminuir la microfiltración. ⁽¹⁵⁹⁾

Wibrow y col. (1998) demostraron que el uso de *liners* en cavidades de Clase II reduce la filtración marginal. ⁽¹⁶⁰⁾

Choi y col. (2000) estudiaron que el aumento del espesor de la capa del adhesivo compensa la contracción de polimerización del mismo. ⁽¹⁶¹⁾

Yoshikana y col. (2001) avalaron estas consideraciones. Realizaron un estudio para reducir el factor C, y aseguraron que se debe tener mucho cuidado cuando las cavidades tienen factor C alto, proponiendo el uso de resinas compuestas con sistemas adhesivos flexibles y polimerización secuencial en esos casos. ⁽¹⁶²⁾

OBJETIVOS

GENERAL

Evaluar cualitativa y cuantitativamente la filtración marginal en preparaciones de clase II de composites híbridos y empaquetables o condensables con diferentes sistemas adhesivos.

ESPECIFICOS

A) Analizar mediante un método que permite determinar el grado de microfiltración de un colorante, el comportamiento de los siguientes composites:

- 1- TETRIC CERAM (composite híbrido de aplicación directa)
- 2- SUREFIL (composite condensable)
- 3- P 60 (composite empaquetable)

B) Comparar los tres composites antes citados con el comportamiento de los siguientes sistemas adhesivos: 1- Single Bond; 2- Prompt L Pop; 3- Excite, en preparaciones clase II mesio oclusales; pared gingival de caja proximal y pared distal de caja oclusal, en premolares y molares recién extraídos.

MATERIALES Y METODOS

El estudio de la microfiltración de los materiales utilizados en esta experiencia fue realizado *in vitro*.

Factores de inclusión en la selección de las piezas dentarias:

Se estudiaron 90 piezas dentarias (terceros molares y primeros premolares, superiores e inferiores, extraídos por razones ortodóncicas), divididas en 9 grupos de 10 piezas dentarias cada uno.

Factores de exclusión:

- 1) Grupo de molares parcialmente erupcionados que presentaban caries.
- 2) Grupo de molares retenidos con defectos de maduración del esmalte.

Grupo de control negativo:

Estuvo constituido por:

5 molares y premolares sanos, sin que hubieran recibido ningún tipo de tratamiento.

Grupo control positivo

5 molares y premolares con cavidades de clase II talladas pero sin restauración.

Metodología de trabajo:

Inmediatamente después de extraídas, las piezas dentarias se limpiaron prolijamente con sustancias detergentes, y se descontaminaron con hipoclorito de sodio al 0,5 %. Posteriormente se conservaron en agua destilada en estufa a 37° C hasta el momento de ser utilizadas.

Para estudiar la filtración marginal de las restauraciones coronarias con diferentes materiales, se formaron los siguientes grupos:

Grupo 1- P-60 (composite empaquetable de 3M/ Estados Unidos)

Sistema adhesivo Single Bond (3M/ Estados Unidos)

Grupo 2- P-60 (composite empaquetable de 3M)

Sistema adhesivo Prompt L-Pop (Espe/ Alemania)

Grupo 3- P-60 (composite empaquetable de 3M)

Sistema adhesivo Excite (Vivadent/ Liechtenstein)

Grupo 4- Surefil (composite condensable de Dentsply/ Estados Unidos)

Sistema adhesivo Single Bond

Grupo 5- Surefil (composite condensable de Dentsply)

Sistema adhesivo Prompt L- Pop

Grupo 6- Surefil (composite condensable de Dentsply)

Sistema adhesivo Excite

Grupo 7- Tetric Ceram (composite híbrido de Vivadent/ Liechtenstein)

Sistema adhesivo Single Bond

Grupo 8- Tetric Ceram (composite híbrido de Vivadent)

Sistema adhesivo Prompt L-Pop

Grupo 9- Tetric Ceram (composite híbrido de Vivadent)

Sistema adhesivo Excite

Las especificaciones de los materiales utilizados, según sus fabricantes, fueron :

Filtek P60

La compañía 3M desarrolló sobre la base del anterior Z 100 un producto para ser utilizado en el sector posterior de la boca, en forma muy definida, llamado composite empaquetable, con las siguientes características:

Relleno inorgánico basado en zirconio y sílice, trabajado en partículas redondeadas con un tamaño promedio de 0,6 micras, oscilando entre 0,01 a 3,5 micras.

La matriz orgánica es una mezcla de UDMA y BIS-GMA. Es un compuesto de mayor peso molecular; reduce la contracción de polimerización, que es de 1,98 %.

Se presenta en jeringas de 4 grs., en una amplia gama de colores, según la escala Vita.

SureFil

Incorpora una nueva tecnología, de partículas entrecruzadas (IPT), desarrollada por Dentsply Caulk, a la resina de uretano modificada BIS-GMA.

Es un material restaurador de alta densidad, que combina los efectos beneficiosos del entrecruzamiento de partículas, alta carga y fuerte adhesión a la matriz de la resina, en una superficie oclusal con alta resistencia al desgaste. Tiene una partícula promedio de 0,8 micrones, combinada con una carga del 82 %.

Esta unión de la tecnología de la carga y la resina, le otorga a SureFil las características de alta condensabilidad, modelado, consistencia estable, con baja contracción después de la polimerización, y pulido excepcional.

La carga inorgánica está compuesta por una mezcla de vidrio de bario con fluor aluminio borosilicato y sílice de distintos tamaños de partículas y morfologías.

El tamaño y la distribución de las partículas proporciona una morfología a la carga inorgánica, la cual, junto con los principios de interacción de IPT, hace que SureFil posea características destacadas, semejantes a la amalgama, con las cualidades estéticas de un composite.

La superficie es altamente resistente a las acciones abrasivas de masticación y pulido.

Medido por el método ISO 4049, la radioopacidad es 2,5 mm.

Libera continuamente iones de fluor, hasta un año después de colocado.

El coeficiente de expansión térmica, entre 25°C - 50°C, es aproximadamente de 30 ppm/°C.

Tetric Ceram

Es un composite híbrido de Vivadent, para restauraciones estéticas anteriores y posteriores.

Se utiliza como pasta fotopolimerizable en jeringas y Cavifils. Tiene un proceso de elaboración más simplificado, una superficie con textura y estética similares a la cerámica, mejor resistencia a la abrasión y sellado marginal. Su radioopacidad también optimiza las posibilidades de diagnóstico.

Presenta liberación de fluoruros a través de las partículas de trifluoruro de iterbio y fluorsilicato de vidrio de bario.

Es el único material de obturación que incorpora en su composición cinco tipos de relleno diferentes: dos tipos son los ya mencionados liberadores de fluor, importantes en la remineralización y como bactericidas. Tres tipos de partículas son radioopacas: trifluoruro de iterbio, fluorsilicato de vidrio de bario y vidrio de bario.

Composición estándar: (en peso %)

Bis-GMA	8.3
Dimetacrilato de uretano	7.6
Dimetacrilato de trietilenglicol	4.3
Vidrio de bario, silanizados	50.6
Trifluoruro de Iterbio	17.0
Óxidos mixtos esferoidales, silanizados	5.0
Vidrio de silicato de fluor Ba-Al	5.0
Dióxido de silicio altamente disperso, silanizados	1.0
Aditivos	0.9
Catalizadores y estabilizadores	0.3
Pigmentos	< 0.1

Propiedades Físicas

Según Normas ISO 4049

Resistencia a la torsión	130 N/mm ²
Módulo de plasticidad	9400 N/mm ²
Absorción en agua	21.5 µg/mm ³
Solubilidad en agua	1.0 µg/ mm ³
Radioopacidad	400 % Al
Profundidad de polimerización	> 4.5 mm
Resistencia a la presión	230 N/mm ²
Dureza Vickers HV 0.5/30	600 N/mm ²
Transparencia	9 – 16 %
Densidad	2.25 g/cm ³

Single Bond

Fue diseñado por 3M como sistema adhesivo rápido de fotocurado para aplicaciones directas, de una sola botella. Ofrece una alternativa rápida (en aproximadamente sesenta segundos) y sencilla, frente a los productos que requieren la colocación de múltiples capas para lograr un desempeño adecuado.

3M Single Bond es una solución de:

Dimetacrilatos

HEMA

BISGMA

Copolímero de ácido polialquenoico

Fotoiniciador

Etanol y agua

Prompt L-Pop

Es un adhesivo "todo en uno" apropiado para los composites, compómeros y ormoceros de las marcas más conocidas, (ejemplos: Ariston pHc, Compoglass F, Definite, Dyract AP, F2000, Herculite XRV, Hytac, Pertac II, Spectrum TPH, SureFil, Tetric Ceram, Z 100 y Z 250), que se utiliza con el sistema de aplicación L-POP. Con el PROMPT L-POP se ha dado un gran paso en dirección a la meta principal de

un material de restauración: proporcionar al odontólogo un material con menor sensibilidad y mayor velocidad en la técnica de aplicación.

Ventajas:

- una excelente adhesión
- preparación más sencilla (no necesita grabado y la fotopolimerización es opcional)
- aplicación rápida y simple.
- mayor higiene y limpieza.
- mezcla siempre reciente.

PROMPT: es un innovador adhesivo a base de ésteres de ácido fosfórico.

L-POP: es la revolucionaria forma de presentación y aplicación.

Excite

Es una innovadora resina de adhesión basada en fosfonato. Tiene un alto contenido en monómero -más del 70 %- lo que facilita la polimerización completa de la capa de adhesivo (fotopolimerizable). Los monómeros utilizados son hidrofílicos, y penetran en los túbulos y en la estructura de colágeno expuesta.

Está libre de acetona: utiliza etanol como solvente, con lo cual tolera diferentes grados de humedad de la dentina. Es fácil de secar.

El relleno aumenta su estabilidad mecánica, y consiste en partículas extremadamente finas, por lo que no dificulta la capacidad de penetración del adhesivo.

Composición estándar (en peso %)

Acrilato del ácido fosfónico. Hidroxietilmetacrilato	73.6
Bis-GMA. Dimetacrilato	
Sílice altamente dispersa	0.5
Etanol	25.0
Catalizadores y estabilizadores	0.9

Propiedades físicas

Fuerza de adhesión a dentina	33 MPa
Fuerza de adhesión a esmalte	29 MPa

Presenta favorables valores de fuerza de adhesión, y elevados valores de tensión de adhesión.

Favorece la formación de una excelente integridad marginal y previene eficazmente decoloraciones y caries secundarias.

Ayuda a producir una interfase continua entre el material restaurativo y la estructura dental, tanto en restauraciones directas como indirectas. Dado el bajo grosor de película de Excite hay poca probabilidad de causar problemas con el ajuste en la cementación de restauraciones indirectas.

Disminuye significativamente la permeabilidad de la dentina.

Se ofrece como presentación comercial en monodosis.

Preparaciones cavitarias:

En todas las piezas dentarias se prepararon cavidades clase II mesio-oclusales, tratando de estandarizar las mismas, tallándolas con piedras de igual forma y tamaño. Se utilizaron piedras Horico FG 108 012.

Tamaño de las preparaciones:

Las mediciones se realizaron con una sonda periodontal milimetrada de Premier.

En los molares:

El ancho vestíbulo lingual de la cavidad era de 2,1 mm aproximadamente. La profundidad de la cavidad en oclusal y la altura de la pared axial hasta la pared pulpar, de 2 mm. La pared gingival, de 1 mm. Las paredes eran paralelas y en ningún caso se realizó bisel.

En los premolares:

Ancho vestíbulo lingual: 2 mm aproximadamente. Profundidad de la cavidad en oclusal: 2 mm. Altura de la pared axial hasta la pared pulpar: 1,5 mm. Pared gingival: 1 mm.

Observaciones: Las cavidades no han sido todas iguales debido a la existencia de variables inherentes al operador.

Preparación de las muestras para realizar el procedimiento restaurador:

Se preparó un simulador bucal a los efectos de poder colocar la matriz y la cuña correspondiente, para que, al ser condensado el material, se pueda restaurar el punto de contacto. (Figura 2)



Figura 2 – Simulador bucal

En cada simulador se talló una cavidad clase II mesio-oclusal en el molar y otra en el premolar.

Se utilizó el Sistema 3M de Banda Matriz Seccionada de Acero Inoxidable y de 30 μm de espesor, que posee anillos retenedores, los cuales, al ser colocados en las piezas dentarias con la ayuda del portaclamp, desarrollaron una fuerza continua que mejoró la colocación de la resina compuesta en el contacto interproximal.

Procedimiento restaurador:

Se hicieron dos procedimientos restauradores, uno con acondicionamiento ácido del esmalte, y otro sin él.

En los grupos 1, 3, 4, 6, 7 y 9 se realizó el grabado con ácido fosfórico al 37 % durante 15 segundos, lavado durante 15 segundos, secado con aire y con presión suave durante 3 segundos, para no reseca ni colapsar las fibras colágenas de la dentina, que se pegarían unas a otras disminuyendo considerablemente la adhesión.

Luego se colocaron dos capas del adhesivo correspondiente a cada grupo, de la siguiente manera:

- 1- La primera capa se colocó con pincel, dejándola actuar 30 segundos, y luego se fotopolimerizó por 20 segundos.
- 2- Se colocó la segunda capa, y también se fotopolimerizó durante la misma cantidad de segundos.

En los grupos 2, 5 y 8 no se realizó el grabado ácido convencional, dado que se siguieron las instrucciones del fabricante para el sistema adhesivo Prompt L-Pop.

Se preparó el blister que contiene la monodosis del adhesivo, se colocó en toda la cavidad una sola capa del mismo, dejándola actuar 15 segundos, y se procedió al secado con aire hasta formar una película homogénea. Luego se efectuó la fotopolimerización, durante 10 segundos.

Inserción de la resina: técnica incremental

Todos los grupos se obturaron de la misma forma, con porciones iguales obtenidas mediante el uso de porta-amalgama especial para composite, graduado con la finalidad de obtener la igualdad de todas las porciones, con incrementos de 2 mm de espesor, condensándolas de igual manera, con el instrumento AB2 Posterior Composite de Hu-Friedy en todas las piezas.

Se realizaron dos incrementos en la caja proximal y luego se completó la caja oclusal.

Fotopolimerización:

Con lámpara Spectrum Curing Light se fotopolimerizó cada porción durante 40 segundos (técnica incremental), realizando la fotopolimerización desde oclusal, dado que las restauraciones fueron realizadas con matrices metálicas.

Pulido de las restauraciones:

El pulido se realizó con piedras de microgranos de 25, 15 y 10 micras.

Fue terminado con el Sistema Enhance, que contiene pasta de alto brillo y *burleys* especiales para composite.

Las piezas dentarias se mantuvieron en agua destilada para evitar el resecamiento.

Ciclaje térmico:

Se realizó para producir el mismo efecto que experimentan las restauraciones en el medio bucal.

Para ello se las sometió a agua fría a 5 °C, y agua caliente a 55 °C (ciclajes térmicos entre 5 °C y 55 °C).

Se hicieron 100 ciclos

5 seg. a 5 °C

30 seg. a 37 °C

5 seg. a 55 °C

30 seg. a 37 °C

Este termociclado produce el envejecimiento rápido de las muestras.

Preparación de las muestras para la tinción:

Luego se pasaron dos manos de esmalte para uñas a 1 mm de la restauración para permitir un margen y se colocaron composites en el ápice para evitar la filtración del azul de metileno a través del foramen. (Figura 3)



Figura 3

Pieza dentaria preparada para la tinción

Tinción de las muestras:

Cada una de las piezas dentarias fue colocada en un tubo de ensayo que contenía una solución de azul de metileno al 1 % y mantenida en estufa a 37° C por un lapso de 24 horas.

Fue utilizada la estufa de cultivo Dalvo, modelo MCI/2, rango de temperatura: ambiente a + 60° C.

Luego se procedió al lavado bajo chorro de agua destilada, durante 4 horas.

La tinción se realizó tanto en los dientes restaurados como en los del grupo control.

Preparación de las muestras y mediciones:

Luego se hicieron los cortes homogéneos mesiodistales con discos de diamante Horico H 358 F 220 doble faz, montados en pieza de mano y refrigerados con agua.

Se procedió al pulido de los cortes con lijas NC 220, 400 y 600.

Las mediciones de la zona de filtración se hicieron mediante una lupa estereoscópica de la casa Bausch & Lomb, Stereo Zoom 5 Microscope – Zoom Range 0.8 X - 40 X, binocular de 10 X, con iluminador de Nicholas. Se realizaron a nivel de la pared gingival de la caja proximal y en la distal de la caja oclusal.

Evaluación del grado de Filtración Marginal:

Se evaluaron las filtraciones marginales en las paredes gingivales de cajas proximales de molares y premolares y en las paredes distales de las cajas oclusales de esas preparaciones. La filtración producida fue evaluada a través de una escala ordinal de 0 a 3 y en las cuatro variables analizadas: material, sistemas adhesivos, pared gingival y pared distal.

Se realizó la siguiente calibración:

Pared distal caja oclusal

- 0- Sin filtración
- 1- Filtración menos de la mitad de la pared
- 2- Filtración más de la mitad
- 3- Filtración hasta el piso pulpar

Pared gingival caja proximal

- 0- Sin Filtración
- 1- Filtración hasta la mitad de la pared
- 2- Filtración en toda la pared gingival
- 3- Filtración alcanzando la pared axial

Los datos fueron evaluados utilizando el Test de Kruskal-Wallis ⁽¹⁶³⁾ y el Test de Dunn. ⁽¹⁶⁴⁾

RESULTADOS

En los nueve grupos de molares y premolares restaurados, con los materiales y los sistemas adhesivos citados (Cuadro N° 1) se realizaron las mediciones, evaluaciones y promedios de las filtraciones marginales (Cuadro N° 2). A través de la evaluación estadística se obtuvieron los siguientes resultados: valores significativos para el test de Kruskal-Wallis (KW) (Cuadro N° 3). Como este test indicó diferencias globales entre los grupos (Cuadro N° 3) se procedió a completar el análisis con la prueba de comparación múltiple de Dunn, que permitió establecer las diferencias significativas entre los diferentes grupos.

La prueba de Dunn (Cuadro N° 4) indicó la existencia de tres subconjuntos significativamente diferentes entre sí ($p < 0,05$):

Subconjunto 1: el grupo 7 (Tetric Ceram- Single Bond) presentó la menor filtración.

Subconjunto 2: los grupos 1 (P-60-Single Bond); 2 (P-60-Prompt L Pop); 3 (P-60-Excite); 4 (Surefil-Single Bond); 5 (Surefil-Prompt L Pop); 6 (Surefil-Excite) y 9 (Tetric Ceram-Excite) presentaron una filtración intermedia.

Subconjunto 3: el grupo 8 (Tetric Ceram-Prompt L Pop) presentó el mayor nivel de filtración.

La única diferencia significativa de todo el estudio se encontró entre PDM (pared distal molar) de los grupos 7 y 8 ($p < 0,01$), donde se usaron el composite híbrido Tetric Ceram con Single Bond y Prompt L Pop respectivamente (Cuadros N°s 3 y 4, y Gráfico N° 1).

En la PGP (pared gingival premolar) no se registraron diferencias significativas ($p > 0,05$) (Cuadro N° 3 y Gráfico N° 4).

De acuerdo con la descripción del Cuadro N° 4, el grupo 1 no presentó diferencias significativas ($p > 0,05$); en el grupo 2 se observó una diferencia entre PGP y PDP; los grupos 3, 4, 6 y 7 mostraron una diferencia entre PDM y PGM-PGP (entre estos dos últimos no se encontraron diferencias); en el grupo 5 no hubo diferencias entre PDM y PDP, pero sí entre éstos y PGM y PGP (entre los cuales tampoco hubo diferencias); el grupo 8 presentó filtración en todos los grupos, no registrando diferencias significativas ($p > 0,05$); el grupo 9 registró una diferencia entre PGM y PDM.

En el Gráfico N° 2 PDP (pared distal premolar) se registraron, a través de las barras, las diferencias entre los grupos ($p < 0,05$).

En el Gráfico N° 3 se observaron a través de las barras, las diferencias PGM (pared gingival molar) de los distintos grupos ($p < 0,05$).

CUADRO 1: Grupo de materiales con los sistemas adhesivos utilizados

Grupo	Material	Sistema adhesivo
1 Molares – Premolares	P60	Single Bond
2 Molares – Premolares	P60	Prompt L Pop
3 Molares – Premolares	P60	Excite
4 Molares – Premolares	Surefil	Single Bond
5 Molares – Premolares	Surefil	Prompt L Pop
6 Molares – Premolares	Surefil	Excite
7 Molares – Premolares	Tetric Ceram	Single Bond
8 Molares – Premolares	Tetric Ceram	Prompt L Pop
9 Molares – Premolares	Tetric Ceram	Excite

CUADRO 2: Medición, evaluación y promedios de filtración marginal.

GRUPO I

<u>SUB-GRUPO 1 A</u>	PARED DISTAL CAJA OCLUSAL	PARED GINGIVAL CAJA PROXIMAL
PREMOLARES		
1	1	1
2	2	3
3	3	3
4	0	2
5	0	1
PROMEDIO	1.2	2.0
<u>SUB-GRUPO 1 B</u>		
MOLARES		
1	1	3
2	0	3
3	1	3
4	3	1
5	0	3
PROMEDIO	1.0	2.6

GRUPO 2

SUB-GRUPO 2 A	PARED DISTAL CAJA OCLUSAL	PARED GINGIVAL CAJA PROXIMAL
PREMOLARES		
1	2	3
2	1	1
3	0	3
4	0	3
5	0	3
PROMEDIO	0,6	2,6
SUB-GRUPO 2 B		
MOLARES		
1	1	1
2	2	1
3	1	2
4	1	3
5	1	1
PROMEDIO	1,2	1,6

GRUPO 3

SUB-GRUPO 3 A	PARED DISTAL CAJA OCLUSAL	PARED GINGIVAL CAJA PROXIMAL
PREMOLARES		
1	1	3
2	1	3
3	1	3
4	0	3
5	3	3
PROMEDIO	1,2	3
SUB-GRUPO 3 B		
MOLARES		
1	0	3
2	1	3
3	1	3
4	1	3
5	0	3
PROMEDIO	0,6	3

GRUPO 4

SUB-GRUPO 4 A	PARED DISTAL CAJA OCLUSAL	PARED GINGIVAL CAJA PROXIMAL
PREMOLARES		
1	2	3
2	2	3
3	3	3
4	3	3
5	2	3
PROMEDIO	2,4	3
SUB-GRUPO 4 B		
MOLARES		
1	1	3
2	1	3
3	1	3
4	3	3
5	1	3
PROMEDIO	1,4	3

GRUPO 5

SUB-GRUPO 5 A	PARED DISTAL CAJA OCLUSAL	PARED GINGIVAL CAJA PROXIMAL
PREMOLARES		
1	0	3
2	1	3
3	1	3
4	1	3
5	1	3
PROMEDIO	0,8	3
SUB-GRUPO 5 B		
MOLARES		
1	1	2
2	2	3
3	1	3
4	1	3
5	1	3
PROMEDIO	1,2	2,8

GRUPO 6

SUB-GRUPO 6 A	PARED DISTAL CAJA OCLUSAL	PARED GINGIVAL CAJA PROXIMAL
PREMOLARES		
1	0	3
2	3	3
3	2	3
4	2	3
5	3	3
PROMEDIO	2	3
SUB-GRUPO 6 B		
MOLARES		
1	1	3
2	1	3
3	2	3
4	2	3
5	1	3
PROMEDIO	1,4	3

GRUPO 7

SUB-GRUPO 7 A	PARED DISTAL CAJA OCLUSAL	PARED GINGIVAL CAJA PROXIMAL
PREMOLARES		
1	2	2
2	2	3
3	3	3
4	1	0
5	1	3
PROMEDIO	1,8	2,2
SUB-GRUPO 7 B		
MOLARES		
1	1	2
2	0	2
3	0	3
4	0	3
5	0	2
PROMEDIO	0,2	2,4

GRUPO 8

SUB-GRUPO 8 A	PARED DISTAL CAJA OCLUSAL	PARED GINGIVAL CAJA PROXIMAL
PREMOLARES		
1	3	3
2	2	3
3	3	3
4	2	3
5	1	3
PROMEDIO	2,2	3
SUB-GRUPO 8 B		
MOLARES		
1	2	3
2	3	3
3	1	3
4	3	3
5	2	3
PROMEDIO	2,2	3

GRUPO 9

SUB-GRUPO 9 A	PARED DISTAL CAJA OCLUSAL	PARED GINGIVAL CAJA PROXIMAL
PREMOLARES		
1	1	3
2	1	3
3	1	3
4	2	3
5	1	3
PROMEDIO	1,2	3
SUB-GRUPO 9 B		
MOLARES		
1	1	3
2	1	1
3	1	3
4	1	3
5	0	3
PROMEDIO	0,8	2,6

CUADRO 3: Promedios de filtración marginal para la estadística de Kruskal-Wallis y Test de Dunn

	1	2	3	4
Grupo	PDM	PDP	PGM	PGP
1	1.0 AB	1.2	2.6	2.0
2	1.2 AB	0.6	1.6	2.6
3	0.6 AB	1.2	3-0	3.0
4	1.4 AB	2.4	3.0	3.0
5	1.2 AB	0.8	2.8	3.0
6	1.4 AB	2.0	3.0	3.0
7	0.2 A	1.8	2.4	2.2
8	2.2 B	2.2	3.0	3.0
9	0.8 AB	1.2	2.6	3.0
KW (χ^2)	20.4	16.2	8.64	5.42
	P<0.01	P<0.05	P<0.05	P>0.05

PDM: Pared distal molar

PDP: Pared distal premolar

PGM: Pared gingival molar

PGP: Pared gingival premolar

Promedios de filtración marginal

Grupo con diferentes letras (grupos 7 y 8) difieren

(test de Dunn P< 0.01)

CUADRO 4: Comparación de filtración en función de localización dentro de cada grupo.

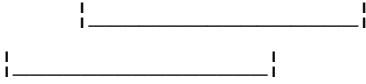
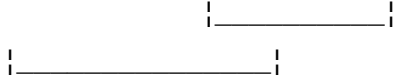
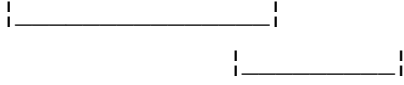

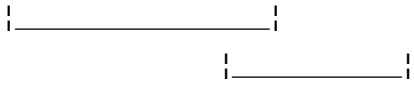
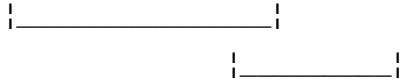
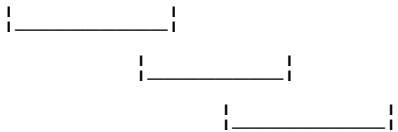
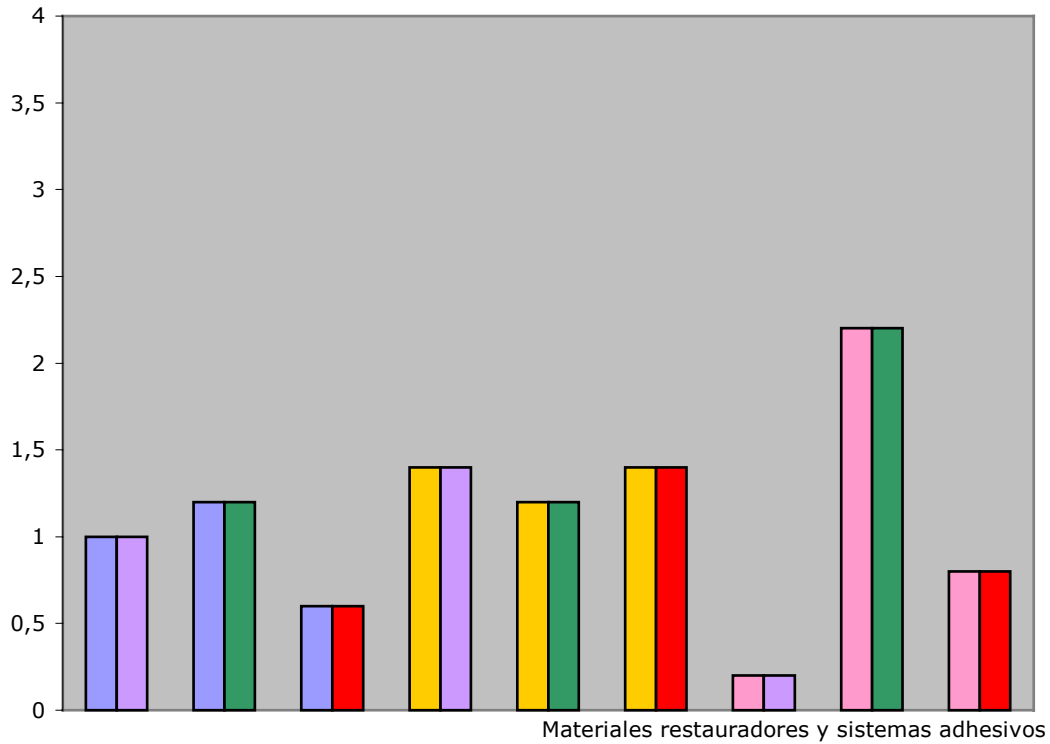
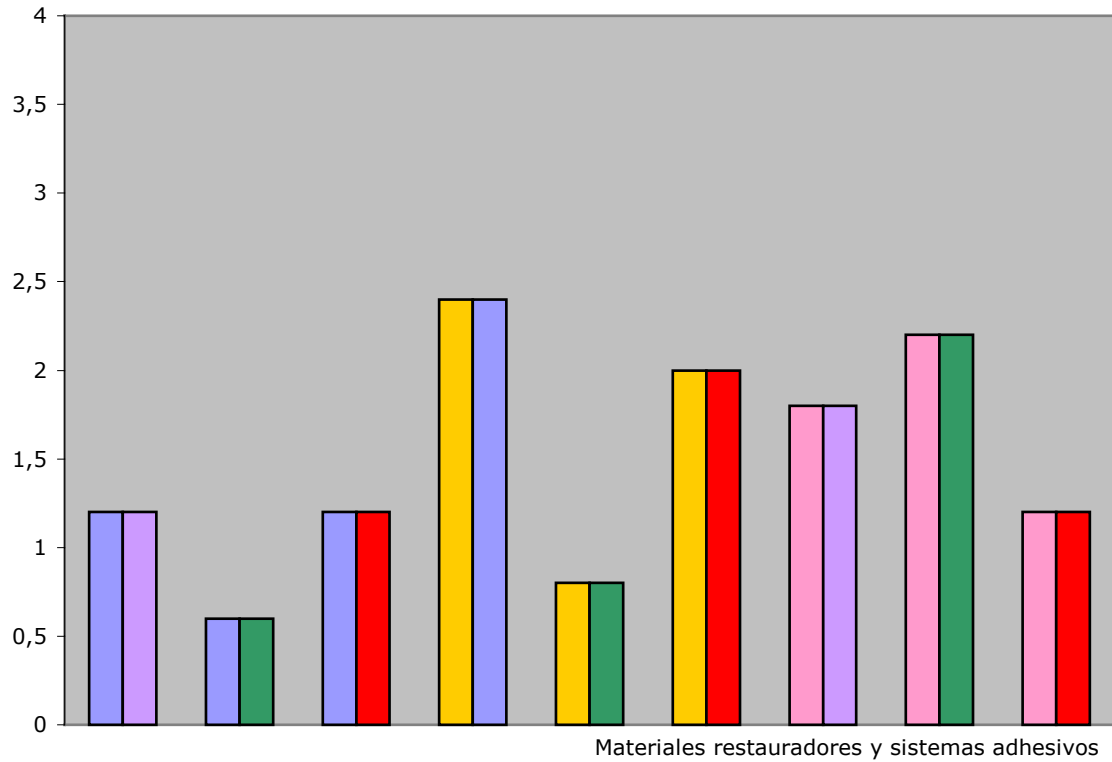
<u>Grupo 1</u>	KW 5.64	P>0.05	
<u>Grupo 2</u>	KW 9.07	P<0.05	PGP PGM PDM PDP 
<u>Grupo 3</u>	KW 15.00	P<0.01	PGM PGP PDP PDM 
<u>Grupo 4</u>	KW 11.71	P<0.05	PGM PGP PDP PDM 
<u>Grupo 5</u>	KW 17.86	P<0.01	PGM PGP PDM PDP 
<u>Grupo 6</u>	KW 13.43	P<0.01	PGM PGP PDP PDM 
<u>Grupo 7</u>	KW 10.00	P<0.05	PGM PGP PDP PDM 
<u>Grupo 8</u>	KW 7.92	P>0.05	
<u>Grupo 9</u>	KW 14.82	P<0.01	PGM PGP PDP PDM 

Gráfico 1: Promedios de filtración marginal en pared distal molar



- P-60
- Surefil
- Tetric Ceram
- Singlebond
- Prompt L Pop
- Excite

Gráfico 2: Promedios de filtración marginal en pared distal premolar



- P-60
- Singlebond
- Surefil
- Prompt L Pop
- Tetric Ceram
- Excite

Gráfico 3: Promedios de filtración marginal en pared gingival molar

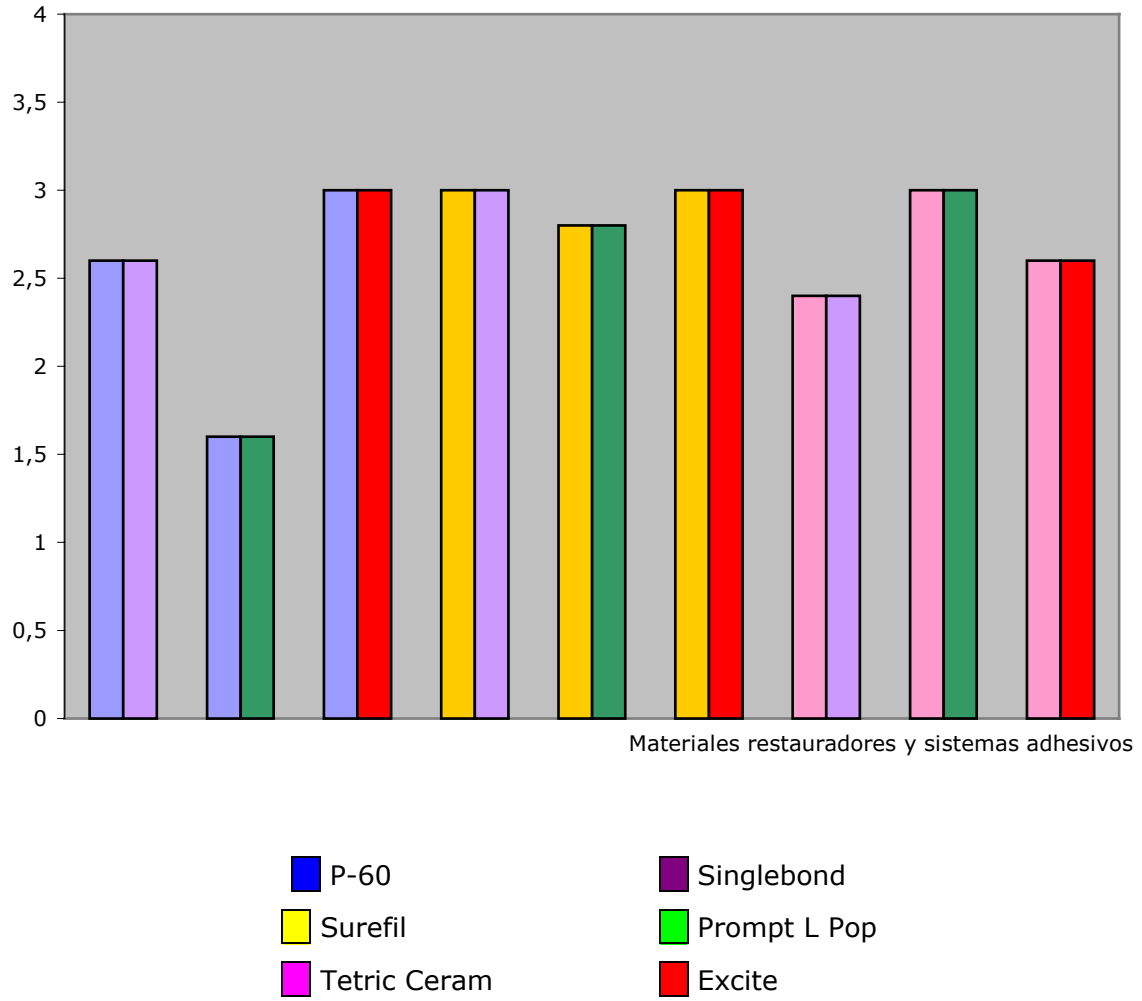
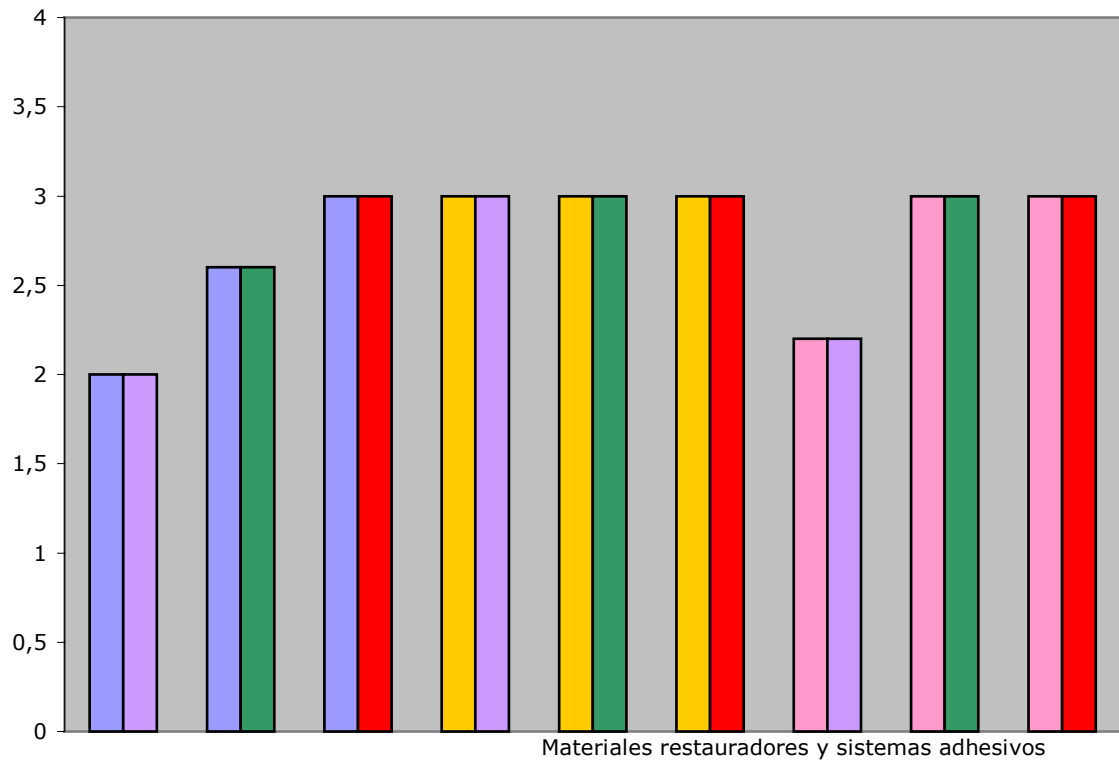


Gráfico 4: Promedios de filtración marginal en pared gingival premolar



- P-60
- Singlebond
- Surefil
- Prompt L Pop
- Tetric Ceram
- Excite

PRESENTACION DE LAS MUESTRAS REPRESENTATIVAS DE CADA GRUPO



Grupo 1- P-60
Sistema adhesivo Single Bond
Subgrupo 1 A N°2



Grupo 2 - P-60
Sistema Adhesivo Prompt L-Pop
Subgrupo 2 B N°3



Grupo 3 - P-60
Sistema adhesivo Excite
Subgrupo 3 A N°1



Grupo 4 - Surefil
Sistema adhesivo Single Bond
Subgrupo 4 B N°2



Grupo 5 – Surefil
Sistema adhesivo Prompt L- Pop
Subgrupo 5 B N°3



Grupo 6 – Surefil
Sistema adhesivo Excite
Subgrupo 6 A N°3



Grupo 7 – Tetric Ceram
Sistema adhesivo Single Bond
Subgrupo 7 B N°2



Grupo 8 – Tetric Ceram
Sistema adhesivo Prompt L-Pop
Subgrupo 8 A N°4



Grupo 9 – Tetric Ceram
Sistema adhesivo Excite
Subgrupo 9 B Nº5



Grupo Control

DISCUSION

Al analizar los resultados, se pudo observar que el sistema adhesivo Single Bond combinado con el composite híbrido Tetric Ceram es el que permitió obtener restauraciones con menor posibilidad de microfiltración.

Los composites híbridos poseen un refuerzo cerámico representado por partículas medianas (minipartículas de 1 a 5 μm aproximadamente) y pequeñas (micro- partículas que oscilan entre las décimas y centésimas de micrómetro). El rango pro- medio del tamaño de las partículas oscila, para los distintos productos comerciales, entre los 0,6 a 0,9 μm .⁽¹⁴¹⁾

En el caso del Tetric Ceram, la variación se da entre 1,0 y 0,04 μm , según el fabricante. Tiene un 17 % de trifluoruro de iterbio y un 5 % de fluorsilicato de vidrio de bario. El contenido de fluoruro de este material es superior al del Tetric, comercializado también por Vivadent. Sobre este composite híbrido se ha informado que, a pesar de las pequeñas cantidades de iones de fluor liberadas, se comprobó una significativa absorción del mismo en la sustancia dental adyacente al diente obturado.⁽¹²⁸⁾

Sin embargo, en un trabajo en el que se comparó la liberación de flúor en tres tipos de materiales restauradores fotopolimerizables, al mes de preparadas las muestras los ionómeros vítreos liberaron 10 p.p.m.; los compómeros, entre 4 y 6 p.p.m.; mientras que en tercer orden lo hicieron los composites (Tetric Ceram y Tetric) con 4 p.p.m. y 1 p.p.m. respectivamente.⁽¹⁶⁵⁾

A pesar de que los composites híbridos han manifestado una verdadera evolución, coincidimos con **Kohen** y col., quienes limitan su empleo al sector posterior, dado que aún presentan algunas dificultades tales como:

- a) Contracción de polimerización cuya implicancia clínica se relaciona con la filtración marginal (falta de sellado, probabilidad de caries secundarias).
- b) Imposibilidad para reconstruir la relación de contacto en preparaciones clase II.
- c) Necesidad de un correcto aislamiento del campo operatorio por su alta sensibilidad a la humedad.⁽¹⁴¹⁾

En coincidencia con **Chen** y col., los composites condensables o empaquetables utilizados en este estudio (Surefil y P-60) fueron menos capaces que los híbridos para liberar las tensiones generadas por la contracción de polimerización en la etapa pre-gel. Tienen menor posibilidad de fluir; por lo tanto, no son superiores a los composites híbridos para mantener la adhesión.⁽¹⁶⁶⁾

Los composites condensables tienen sus partículas de relleno con alta carga conectadas entre sí y poseen formas irregulares unidas unas a otras, lo cual otorga mayor traba mecánica. ⁽¹⁴³⁾

Sin embargo, este aumento de la viscosidad que favorece la manipulación y condensabilidad del composite, hace suponer que va en detrimento de su comportamiento clínico, dado que no se puede adaptar a las paredes cavitarias en forma adecuada como los híbridos.

Se puede inferir entonces que los composites condensables, al no mojar las paredes cavitarias perfectamente, forman un ángulo de contacto mayor que los híbridos.

En los resultados de nuestro estudio se pueden encontrar similitudes con los hallazgos de **Yap** y col., dado que el Surefil fue afectado por el ciclado térmico y disminuye su resistencia temprana al desgaste en comparación con los composites híbridos. ⁽¹⁶⁷⁾

Ruidia y col. (2000), informan que la adaptación de los composites condensables a las paredes cavitarias es menor a la que se obtiene con los composites híbridos, hechos que concuerdan con nuestros resultados.

Los mismos autores estudiaron la sensibilidad a la luz natural de los tres materiales utilizados en este estudio, y afirmaron que P-60, Surefil y Tetric Ceram fueron los más sensibles, puesto que mostraron una superficie más resquebrajada. Por tal motivo aconsejan alejar la luz del foco del sitio de trabajo y tapar la jeringa de composite durante su utilización. ⁽¹⁶⁸⁾

Para diferentes autores es evidente la conveniencia de utilizar resinas fluidas como *liners*, para compensar la microfiltración de estos composites condensables. ^{(147) (157) (159) (160) (168)}

Del mismo modo, **Rookledge** y col. hallaron que el uso de composites condensables produce deformación cuspídea similar a la obtenida con los convencionales, por lo que aconsejan la utilización de resinas fluidas para lograr una deformación menor. ⁽¹⁶⁹⁾

Parecería ser que en nuestro estudio, al no haber utilizado resina fluida o *flow*, disminuyó la adaptación del composite y su integración al tejido dentario; sin embargo, de acuerdo con **Rashid** y col., los composites fluidos se contraerían más que un adhesivo solo. ⁽¹⁷⁰⁾

Como los composites fluidos tienen un módulo de elasticidad más bajo, se deforman y absorben las tensiones y cargas, para luego recuperar la forma original, pero, cuando la deformación es excesiva, se afecta el composite que está sobre el mismo. ⁽¹⁷¹⁾

Nuestros resultados no coinciden con los de **Aw** y **Nicholls**, quienes sostienen que algunos composites condensables tienen menor contracción que los híbridos y otros no diferirían de ellos. ⁽¹⁴⁶⁾

Loguercio y col. (2001) estudiaron el comportamiento clínico de los composites híbridos comparándolo con el de los condensables y obtuvieron mejores resultados con estos últimos ⁽¹⁷²⁾

Por otra parte, discrepamos con los resultados de **Price** y col., quienes no encontraron diferencias entre los composites híbridos y los condensables cuando utilizaron incrementos de 2 mm; únicamente tenían menor resistencia adhesiva los empaquetables cuando las capas eran de 5 mm. ⁽¹⁷³⁾

De los sistemas adhesivos utilizados, coincidiendo con **Rosa** y **Perdigão**, el que mostró peor comportamiento fue el Prompt L-Pop sin grabado ácido en el esmalte; este pretratamiento con ácido fosfórico es fundamental cuando se utilizan resinas compuestas. Con los compómeros, el Prompt L-Pop se comportaría mejor. Una explicación viable sería la baja viscosidad del compómero y su menor rigidez y el hecho que el Prompt L-Pop es un material a base de agua y químicamente más compatible con los materiales que poseen propiedades hidrofílicas que con los agentes restauradores hidrofóbicos, como las resinas compuestas. ⁽¹⁷⁴⁾ El Prompt L-Pop es un abordaje reciente de la simplificación de las técnicas adhesivas, pero esto iría en detrimento de la adhesión.

Coincidimos con los resultados de **Inoue** y col., quienes también lograron, con adhesivos simplificados, ya sea de un paso autocondicionante (Prompt L-Pop) o de dos pasos autocondicionantes (NRC/Prime Bond NT), resistencias microtensiles de adhesión menores a las obtenidas con el grabado total. ⁽¹⁷⁵⁾

Nuestros resultados no concuerdan con los de **Hanning** y col., dado que en el análisis de la resistencia adhesiva al cizallamiento de restauraciones Clase II con resinas compuestas y "primers" autocondicionantes, no reveló diferencias significativas cuando se compararon estos sistemas con un grupo en el cual se realizó tratamiento previo con ácido en el esmalte. ⁽⁸¹⁾

En los sistemas adhesivos, es importante la composición de los vehículos. Algunos tienen un gran porcentaje de solventes altamente volátiles; ésto hace que cuando se los manipule, ocurran pérdidas por evaporación y se alteren sus propiedades. El Excite tiene etanol como vehículo, lo cual, a diferencia del Single Bond, no aportaría la ventaja de la mezcla agua-etanol que hidrata más la dentina. Diferentes autores coinciden en la eficacia del Single Bond. **Nunes** y col. afirman que este material, independientemente del porcentaje de ácido fosfórico con que es grabado el esmalte (10 ó 37 %), genera una resistencia adhesiva superior a la de los sistemas adhesivos que contienen acetona. ⁽¹⁷⁶⁾ A su vez, la profundidad de

penetración de este adhesivo es superior a la de aquellos que contienen acetona como solvente, pero inferior a la de los que tienen agua. ⁽¹⁷⁷⁾

Estos resultados coinciden con los de **Abate** y col., quienes, luego de haber utilizado el adhesivo monoenvase Single Bond en la dentina, y realizado el acondicionamiento ácido previo de la misma, lograron los valores de adhesión más elevados (23.6 MPa). ⁽⁷⁷⁾

El mejor comportamiento que se obtuvo con el Single Bond puede deberse a su composición. Por lo tanto, utilizar este material proporcionaría ventajas al sistema adhesivo; formaría una capa híbrida y una interfase que recibe a un material, el Tetric Ceram, que aparentemente se adaptaría mejor a la capa híbrida y cuya adhesión permitiría un mayor sellado marginal, excepto en la pared gingival, donde no hay esmalte y se registran los mayores niveles de filtración.

Esta es la zona más crítica para la adhesión. En ella el sustrato sería diferente al de la caja oclusal, con un espesor de esmalte mucho menor o inexistente según la anatomía de la pieza dentaria restaurada.

Anatómicamente, a nivel del cuello dentario el esmalte se relaciona con el cemento. Según Choquet, esta relación se puede presentar de maneras diferentes:

a- el cemento cubre el esmalte; b- el esmalte contacta con el cemento; c- el esmalte no contacta con el cemento, queda dentina descubierta y d- el esmalte cubre al cemento. ⁽³⁸⁾

A su vez, la característica histológica del esmalte, si lo hubiere en esa zona, es totalmente distinta al esmalte en oclusal.

Los hallazgos de **Valenzuela** y col. (1993) con MEB corroboran el hecho de que en la zona cervical, el esmalte encontrado posee características aprismáticas o amorfas. Desde el punto de vista clínico, este esmalte representa un serio inconveniente para el grabado ácido puesto que al disminuir las microrretenciones, los valores de adhesión de los materiales restauradores serían mucho menores. ⁽³⁹⁾

La generalidad de los autores concuerdan con estas observaciones, y afirman que los mayores valores de filtración se encuentran en el margen gingival de las restauraciones. ^{(30) (109) (178) (179) (180)} Otros han observado también que en los márgenes cervicales de las restauraciones (que comprometen al cemento) la filtración de las resinas compuestas ocurre siempre, independientemente de la utilización o no del adhesivo. ⁽¹⁸¹⁾

La presencia de esmalte en las cajas oclusales, que fue grabado con ácido y tratado con Single Bond, permitió observar un aumento en las probabilidades de adhesión, ya que este tejido tiene mejores posibilidades de sellado que la dentina. La composición heterogénea de ésta la hace más desfavorable en el momento de la adhesión.

Por nuestra parte, hemos comprobado que en la pared distal de la caja oclusal de las preparaciones en premolares la filtración es mayor que en los molares, dado que en estos últimos hay más esmalte expuesto y por lo tanto un mejor sellado y por ende una menor microfiltración marginal.

Puede deducirse que en las paredes gingivales de las cajas proximales es casi imposible conseguir un correcto sellado marginal libre de microfiltraciones si las restauraciones se realizan con resinas compuestas.

Por medio del termociclado al que fueron sometidos todos los especímenes, se logró simular las variaciones térmicas que sufrieron los materiales experimentados, cuyas características fueron similares a las que ocurren en el medio bucal; este procedimiento nos daría una mayor credibilidad en los resultados obtenidos.

Luego del termociclado, se utilizó para la tinción de las muestras una solución de azul de metileno al 1 %, colorante que se caracteriza por su propiedad de intensa tinción y difusibilidad y su gran solubilidad en agua, a la que tiñe intensamente y en forma permanente. ⁽¹⁸²⁾

Otros investigadores usaron distintos colorantes, como por ejemplo fucsina básica ⁽¹⁸³⁾ y nitrato de plata al 50 %. ⁽³³⁾

También se han experimentado métodos eléctricos para detectar la microfiltración marginal de las restauraciones. Es probable que el empleo de estos métodos permita obtener resultados más predecibles. ⁽³⁵⁾

Wolanek y col. (2001), con métodos más complejos (y con resultados posiblemente mejores) evaluaron la eficacia de los sistemas adhesivos dentinarios para impedir la microfiltración coronaria, mediante el uso de estreptococos bucales como marcadores microbianos. ⁽¹⁸⁴⁾

Otros autores han evaluado y comparado la filtración de diferentes materiales dentales (IRM, Super EBA, amalgama y MTA) utilizando el Test de lisado de amebocitos de Limulus para hallar la presencia de bacterias gram negativas, dado que al gelificar, este lisado de amebocitos permite detectar las endotoxinas de la pared de dichos microorganismos. ⁽¹⁸⁵⁾ ⁽¹⁸⁶⁾

CONCLUSIONES

La metodología propuesta ha demostrado su utilidad para evaluar la filtración marginal entre los composites de aplicación directa condensables e híbridos.

Se observó menor filtración marginal cuando se utilizó la técnica adhesiva con el composite híbrido Tetric Ceram combinado con el sistema adhesivo Single Bond en las paredes distales de las cajas oclusales molares.

La mayor filtración marginal se observó con el uso del composite híbrido Tetric Ceram y el sistema adhesivo Prompt L-Pop sin el tratamiento previo de la superficie dentaria, razón por la cual se desaconsejaría su empleo.

El acondicionamiento ácido de la superficie dentaria con el ácido fosfórico al 37 % demostró ser efectivo. Por lo tanto, su empleo es recomendable como complemento indispensable en las preparaciones para restauraciones compuestas en dientes posteriores.

En este estudio se observó que los composites híbridos se comportaron mejor que los composites condensables.

Merece atención especial la zona anatómica del diente sobre la cual se colocan los diferentes materiales. En la pared gingival de todos los dientes hubo mayor filtración que en la pared distal de la caja oclusal, dado que allí el sustrato es diferente.

BIBLIOGRAFIA

131. Abate P., Baglietto M., Bertacchini S., Blank A., Macchi R. Estabilidad química y liberación de fluoruro de ionómeros vítreos y resinas. *Rev.Asoc.Odontol.Argent.* 2001; 89 (3): 259-66.
156. Abate P., Zahra V., Bordas F., Macchi R. Dureza Barcoll de resinas fotopolimerizadas a distintas distancias. *Rev.Asoc.Odontol.Argent.* 2000; 88 (4): 321-4.
77. Abate P., Zahra V., Parra S., Macchi R. Adhesión de composites a esmalte y dentina con adhesivos mono y multienvase. *Rev.Asoc.Odontol.Argent.* 2000; 88 (2): 106-9.
47. Abate P.F., Abramovich A., Polack M.A., Macchi R.L. Efecto de ácidos sobre el esmalte y dentina: estudio con MEB. *Rev. Asoc. Odont. Argent.* 1998; 86(3): 198-01.
90. Abate P.F., Macchi, R.L. Adhesión de composites a dentina tratada con tubulicidad. *Rev.Asoc. Odont. Argent.*1998; 76(11): 51-3.
79. Abate P.F., Macchi, R.L. Tratamientos dentinarios y adhesión de resinas reforzadas. *Rev.F.O.U.B.A.*1991, (27):12-5.
51. Abramovich A. *Histología y embriología dentaria*. Primera edición, Buenos Aires, Ed.Mundi, 1984; Cap.2 : 39.
38. Abramovich. *Histología y embriología dentaria*. Primera edición, Buenos Aires, Ed.Mundi, 1984 Cap.1:1.
67. Andia-Merlin R.Y., Garone-Netto N., Arana -Chavez V.E. SEM evaluation of the interaction between a three-step adhesive and dentin. *Oper.Dent.*2001; 26:440-4.
87. Anusavice K.J. *Ciencia de los materiales dentales de Phillips*. Décima edición, México, Ed.Interamericana 1998.Cap.13 Pág.321.
6. Anusavice, K.J. *Ciencia de los materiales dentales de Phillips*. Décima edición, México, Mc.Graw-Hill Interamericana 1998; 12: 304.
7. Anusavice, K.J. *Ciencia de los materiales dentales de Phillips*. Décima edición, México, Mc.Graw-Hill Interamericana, 1998; 13: 323.
86. Anusavice, K.J. *Ciencia de los materiales dentales de Phillips*. Décima edición, México, Ed. Mc.Graw- Hill Interamericana 1998; 2: 28-30.
89. Asmussen E., Peutzfeldt A. The influence of relative humidity on the effect of dentin bonding systems. *J.Adhes. Dent.*2001; 3(2):123-7.
146. Aw T.C., Nicholls J.I. Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Oper.Dent.*2001; 26: 498-504.
113. Baños Martín J.L., Vega del Barrio J.M., del libro Vega del Barrio J.M. *Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos y biofísicos y físico químicos*. Primera edición, Madrid, Ed. Avances Médico -Dentales, SL 1996. Cap. 16; 301.
126. Baños Martín J.L., Vega del Barrio J.M., del libro Vega del Barrio J.M. *Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos y biofísicos y físico químicos*. Primera edición, Madrid, Ediciones Avances Médico -Dentales, SL 1996. Cap. 16; 291-6.
118. Baños Martín J.L., Vega del Barrio J.M., del libro Vega del Barrio J.M. *Materiales en odontología . Fundamentos biológicos, clínicos y biofísicos y físico químicos*. Primera edición, Madrid, Ediciones Avances Médico -Dentales, SL 1996. Cap. 16; 300.
138. Baratieri L.N., Monteiro J.R.S., Cardoso Vieira L.C.Thadeu de Abreu Poletto L., del libro Baratieri L.N., *Operatoria dental , procedimientos preventivos y restauradores*. São Paulo, Ed.Quintessence 1993; Cap. 7: 209.
25. Barber y Massler M. Penetración de isótopos a través de protectores y bases, bajo obturaciones de cemento de silicato. *Rev.Asoc.Odont.Argent.* 1962; 65: 786-96.
33. Barkhordar R.A., Kempler D., Plesh O. Efecto del blanqueamiento de dientes no vitales sobre la microfiltración de restauraciones de composite. *Quintessence (ed.esp.)* 1998; 11(4): 209-12.
43. Barkmeier W.W., Shaffer S.E., Gwinnett A.J. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper.Dent.* 1986;11: 111-6.

171. Bayne S. C., Thompson J. Y., Swift , Stamatiades , Wilkerson M. J. A characterization of first generation flowable composites. *Am.Dent.Assoc.* 1998; 129 (5): 567-77.
115. Bayne S.C. Taylor D.F., del libro Studervant C., Roberson T., Heymann H., Studervant J., *Operatoria dental Arte y Ciencia. Tercera Edición, Madrid, Ed.Mosby 1996; Cap.6: 259.*
158. Bayne S.C. Taylor D.F., del libro Studervant C., Roberson T., Heymann H., Studervant J., *Operatoria dental Arte y Ciencia. Tercera Edición, Madrid, Ed.Mosby 1996; Cap.6: 263.*
129. Bhoollabhai S., Giachetti L. Indicaciones clínicas y protocolo de un material para posteriores de color dental. *Signature Int.*1998;(3): 3.
68. Blunk Uwe. Adhesivos para dentina y compomeros. *Quintessence (ed.esp.) 1996; 9 (8): 475-83.*
76. Bottino M.A.,Ferreira Quintas A., Miyashita E., Giannini V. *Estética en rehabilitación oral Metal Free. Primera edición, São Paulo, Ed.Artes Médicas Ltda., 2001; Cap.2 :30-1.*
132. Brynt R.W., del libro Mount G.J., Hume W.R., *Conservación y restauración de la estructura dental. Primera edición, Madrid, Ed. Harcourt Brace 1999; Cap. 9:94 -6.*
29. Bullard, R.H., Leinfelder K.F., Russell C.M. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J. Amer. Dent. Ass.*1988; 116(6): 871-4.
22. Buonocore M.G. A simple method of increasing the adhesión of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J.Dent.Res.*1955; 34(6): 849-53.
64. Burgueño J.J. Grabado total: una técnica discutida. *Rev.del Circ.Odontol. Rosario, 1998; 64 (1).*
180. Cardoso P.E., Plácido E., Francci C.E.,Perdigão J. Microleakage of Class V resin-based composite restorations using five simplified adhesive systems. *Am.J.Dent.* 1999; 12(6) : 291-4.
117. Carvalho Chain M., del libro del libro Baratieri L.N., 'Estética' restauraciones adhesivas directas en diente anteriores fracturados. São Paulo, *Quintessence Ed.Ltda. 1998; Cap 5 : 117-8.*
155. Carvalho R.M., Pereira J.C. Yoshiyama M., Pashley D.H. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper.Dent.*1996; 21 (1): 17-24.
23. Cicardo V. H., Muracciole J.C.. La permeabilidad centrípeca de los tejidos dentinarios con el isótopo radioactivo I₁₃₁. *Rev.Asoc.Odontol.Argent.* 1955; 43(2) : 44- 5.
109. Coli P., Blixt M., Brännström M. The effect of cervical grooves on the contraction gaps in class II composites. *Oper.Dent.*1993; 18 (1): 33-6.
108. Coli P., Brännström M. The marginal adaptation of four different bonding agents in class II composite resin restorations applied in bulk or in two increments. *Quintessence Int.*1993; 24(8): 583-91.
104. Conesa C.P., Sánchez -Barriga Mediero R., Bonilla Represa V., Herrera Martínez M., Jiménez Planas A., Llamas Cadaval R. Estudio *in vitro* de la filtración marginal en 108 restauraciones de clase II simple para resinas compuestas, según diferentes técnicas de restauración. *Quintessence 2000; 13(1):17-30.*
114. Craig R.G. ,Hanks C.T., Kohn D.H.,Koran A.III., O`Brien W.J., Powers J.M., Wagner W.C., Wataha J.C. *Materiales de odontología restauradora. Décima edición, Madrid, Ed. Harcourt Brace 1998.Cap.10:249.*
18. Craig R.G. *Materiales de odontología restauradora. Décima edición, Madrid, Harcourt Brace, 1998; Cap.10:244.*
183. Crim G.A. Effect of aging on microleakage of restorative systems. *Am.J.Dent.* 1993;6 (4):192-4.
78. Crim G.A., Schmidt E.D. Microleakage resistance of glutaraldehyde-containing adhesives. *Am.J.Dent.*1993; 6(3): 142-4.
166. Chen H.Y., Manhart J., Hickel R., Kunzelmann K.H. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent.Mater.* 2001; 17 (3): 253-9.
121. Chen R.S., Liuw C.C., Tseng W.Y., Hong C.Y., Hsieh C.C., Jeng J.H. The effect of curing light intensity on the cytotoxicity of a dentin-bonding agent. *Oper.Dent.* 2001; 26: 505-10.
31. Cheung G.S.P. An *in vitro* evaluation of five dentinal adhesives in posterior restorations. *Quintessence Int.*1990; 21(6): 513-6.

161. Choi K.K., Condon J.R., Ferracane J.L. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res.* 2000 ; 79 (3): 812-7.
82. Christensen G.J. Self-etching primers are here. *JADA* 2001; 132: 1041-3.
154. Davidson C.L., De Gee A.J., Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J.Dent.Res.* 1984; 63 (12): 1369-9.
15. Dietschi D., Ciucchi B., Holz J. A clinical trial of four light curing posterior composite resins. *Quintessence Int.* 1989; 20: 641-9.
16. Dietschi D., Holz J. A clinical trial of four light curing posterior composite resins: two year report. *Quintessence It.* 1990; 21: 965-75.
147. Dietschi D., Krejci I. Adhesive restorations in posterior teeth: rationale for the application of direct techniques. *Oper.Dent.Sup.*2001; 6:191-7.
139. Dietschi D., Spreafico R. Conceptos actuales sobre restauraciones adhesivas en dientes posteriores. *Quintessence (ed.esp.)*1998; 11(6):7-16.
133. Dietschi D., Spreafico R. Restauraciones adhesivas no metálicas. Conceptos actuales para el tratamiento estético de los dientes posteriores. Primera edición, Madrid, Ed.Masson 1998; Cap.3: 51.
106. Eakle W.S., Ito R.K. Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occlusodistal composite resin restorations. *Quintessence Int.*1990; 21(5):369-74.
30. Eakle W.S., Nakamoto D.K. Microleakage in MOD resin composite with three dentin bonding agents. *Dent. Mat.*1989; 5(6): 361-4.
145. Ehrnfors L., Dérand T. Cervical gap formation in class II composite resin restorations. *Swed Dent.J.*1984; 8 (1): 15-9.
150. Eick J.D., Robinson S.J., Byerley T.J., Chappelow C.C. Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int.* 1993; 24:632.
37. Eiseemann E.R. del libro Ten Cate A.R. *Histología oral.* Segunda edición, Toronto, Ed.Médica Panamericana 1986. Cap.12:252.
107. Ericson D., Dérand T. Reduction of cervical gaps in class II composite resin restorations. *J. Prosthet. Dent.*1991; 65(1): 33-7.
9. Ernst C. P., Martin M., Stuff S., Willershausen B. Clinical performance of a packable resin composite for posterior teeth after 3 years. *Clin.Oral.Invest.* 2001; 5: 148-55.
98. Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration.*J.Dent.Res.*1987; 66(11):1636-9.
92. Ferracane J.L. New polymer resins for dental restoratives. *Oper. Dent.* 2001; 6: 204.
151. Ferracane J.L. New polymer resins for dental restoratives. *Oper Dent.* 2001; 6 : 205.
186. Finegold S. M., Baron E. J.O. *Bailey and Scott's diagnostic microbiology.* Séptima edición, Missouri, Ed. The C.V. Mosby Company 1986; 10: 127.
83. Finger W.J., Fritz U. Laboratory evaluation of one-component enamel/dentin bonding agents. *Am.J.Dent.* 1996; 9(5): 206-10.
57. Fusayama T., Nakamura M., Kurosaki N., Iwaku M. Non- pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J.Dent.Res.*1979; 58(4): 1364-70.
8. Gaengler P., Hoyer I., Montag R. Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report. *J.Adhes.Dent.*2001; 3(2): 185-94.
26. Gonzalez M. E. Métodos autorradiográficos para el estudio del sellado marginal de los materiales dentales. *Rev.Asoc. Odontol. Argent.*, 1964;52 (12): 480-5.
62. Goracci G., Mori G. Evaluación al microscopio electrónico de barrido de la interfase resina-dentina e hidróxido de calcio-dentina en restauraciones de composite. *Quintessence Int.*, 1996; 27: 129-35.

123. Goracci G., Mori G., Martinis L.C. Curing Light intensity and marginal leakage of resin composites restorations. *Quintessence Int.* 1996; 27: 355-62.
70. Gwinnett A.J. Altered tissue contribution to interfacial bond strength with acid conditioned dentin. *Am.J.Dent.* 1994; 7(5): 243-6.
41. Gwinnett A.J. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Archs.oral Biol.*1971; 16:731-8.
32. Han L., Okamoto A., Iwaku M. The effects of various clinical factors on marginal enamel micro-cracks produced around composite restoration. *Dent.Mat.*1990; 11(1): 26-37.
81. Hanning M, Reinhardt KJ, Bott B. Self-etching primer vs.phosphoric acid: an alternative concept for composite to enamel bonding. *Oper.Dent.*1999; 24 : 172-8.
5. Heymann H.O., Roberson T.M. Sockwell C.I., del libro Studervant C., Roberson T., Heymann H., Studervant J., *Operatoria Dental Arte y Ciencia. Tercera Edición, Madrid, Ed.Mosby, 1996; Cap.16:536.*
12. Heymann, H.O. & Bayne S.C. Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. *J.Amer.Dent.Ass.* 1993; 124(5): 27-36.
10. Hickel R., Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J.Adhes.Dent.* 2001; 3 (1): 45-64.
178. Hilton T., Schwartz R.S., Ferracane J.L.. Microleakage of four class II resin composite insertion techniques at intraoral temperature. *Quintessence Int.*1997; 28(2):135-44.
101. Hilton T.J., del libro Schwartz R.S., Summit J.B., Robbins J.W., Dos Santos Jr.J., *Fundamentos en odontología operatoria. Un logro contemporáneo. Primera edición, Caracas, Ed. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamerica 1999; Cap.8: 210.*
153. Hilton T.J., del libro Schwartz R.S., Summit J.B., Robbins J.W., Dos Santos Jr.J., *Fundamentos en odontología operatoria. Un logro contemporáneo. Primera edición, Caracas, Ed. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamerica 1999; Cap.8: 213.*
124. Hinoura, K., Miyazaki, M., Onose, H. Influence of argón laser curing on resin bond strength. *Amer. J Dent.*1993; 6 (2): 69-71.
1. Hiromoto Osaki J., Saravia Rojas M. Estudio in vitro de microfiltración usando distintos sistemas de obturación en restauración Clase II. *R. Estomatol. Herediana* 1994; 4 (1-2) :5-11.
175. Inoue S., Vargas M.A., Abec Y., Yoshida Y., Lambrechts P., Vanherle G., Sano H., Van Meerbeek B. Microtensile bond strength of eleven contemporary. Adhesives to dentin. *J.Adhes.Dent.* 2001; 3(3). 237-45.
35. Iwami Y., Yamamoto H., Ebisu S. A new electrical method for detecting marginal leakage of in vitro resin restorations. *J.Dent.* 2000; 28 (4): 241-7.
84. Jacobsen M., Ma R., Söderholm K-J. Dentin bonding through interpenetrating network formation. *Dent.Mater.*1994; 7: 45.
40. Jendresen M.D. Glantz P.O. Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. *Acta Odontol.Scand.* 1981; 39:47.
28. Katohy Y., Takagi Y., Fujioka S., Takahaschi H., Uesugi A., Ohkawa A. Hallazgos observados respecto a la pérdida de adhesividad del llenado de restauración con resina adhesiva compuesta. *Rev.Fed.Odont.Colom.*1988; 38(163): 64-8.
105. Koenigsberg S., Fuks A., Grajower R. The effect of three filling techniques on marginal leakage around class II composite resin restorations *in vitro*. *Quintessence Int.* 1989; 20(2): 117-21.
141. Kohen S., Abate P.F. Alternativas actuales en materiales plásticos estéticos para el sector posterior. ¿Sustituyen a la amalgama? *Rev.Asoc.Odontol.Argent.* 1998; 86 (4): 391-5.
9. Kudou Y., Obara K., Kawashima T., Kubota M., Abe S., Endo T., Komatsu M., Okuda R. Addition of antibacterial agents to MMA-TBB dentin bonding systems - influence on tensile bond strength and antibacterial effect -*Dent.Mat.* 2000; 19(1): 65-74.
149. Lambrechts P., Braem M., Vanherle G. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *Oper Dent.*1987; 12(2): 53-78.

136. Leinfelder K., Suzuki S. In vitro device for determining posterior composite wear. *Jada* 1999; 130: 1347-53.
172. Loguercio A.D., Reis A., Rodrigues Filho L.E., Busato A.L.S. One-Year clinical evaluation of posterior packable resin composite restorations. *Oper.Dent.*2001; 26:427-34.
111. Lösche G.M. Marginal adaptation of class II composite fillings: guided polymerization vs.reduced light intensity. *J.Adhes.Dent.*1999; 1(1):31-9.
116. Luescher B.,Lutz F., Ochsenbein H., Mühlemann H.R. Microleakage and marginal adaptation in conventional and adhesive class II restorations. *J.Prosthet. Dent.*1997; 37 (3): 300-9.
2. Macchi R.L., del libro Barrancos Mooney J., *Operatoria dental*. Primera edición, Buenos Aires, Ed.Panamericana 1990; 9 : 212.
142. Macchi M.E. del libro Barrancos Mooney, *Operatoria Dental*. Buenos Aires, Ed.Panamericana 1999; Cap.21: 673.
164. Macchi R.L. *Introducción a la Estadística en Ciencias de la Salud*. Primera edición, Buenos Aires, Ed. Médica Panamericana 2001; Cap 13: 116.
94. Macchi R.L. Los próximos pasos : adhesión de composite a estructuras dentinarias. (Parte 1). *S.O.D. y M.D.* 2001; 5(2).
11. Macchi R.L., del libro Barrancos Mooney J., *Operatoria dental* .Tercera edición, Buenos Aires, Ed. Médica Panamericana 1999; 17: 567.
44. Macchi R. L. *Materiales Dentales*. Tercera edición, Buenos Aires, Ed. Médica Panamericana 2000; Cap 9: 122.
127. Macchi. R.L. *Materiales dentales*. Tercera edición, Buenos Aires, Ed. Médica Panamericana 2000; Cap. 13: 146.
143. Macchi R.L. *Materiales dentales*. Tercera edición, Buenos Aires, Ed. Médica Panamericana 2000; Cap.13: 157.
120. Macchi R.L. *Materiales dentales*. Tercera edición, Buenos Aires, Ed. Médica Panamericana 2000; Cap.14:161-2.
59. Macchi R.L. *Materiales dentales*. Tercera edición, Buenos Aires, Ed. Médica Panamericana, 2000; Cap.15: 170.
20. Machado Bastos P.A. del libro: Barrancos Mooney, *Operatoria dental*. Primera edición, Buenos Aires, Ed.Médica Panamericana 1990; Cap. 8: 186-7.
48. Marshall G.W. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int.* 1993; 24 (9): 606-17.
53. Martín Alonso J., Vera Gonzalez V., Mensalvas Ruiz M.G., García Barbero A.E. Estudio comparativo de la adhesión a dentina sana y esclerótica. *Quintessence (ed.esp.)* 1999; 12(6): 26-31.
21. Mc Lean J.W. Comparación entre adhesivos dentinarios y cementos de ionómero de vidrio. *Quintessence (ed.esp.)* 1997;10(7): 412-20.
112. Mehl A.,Hickel R., Kunzelmann K.H. Physical properties and gap formation of lighth-cured composites with and without softstart-polymerization. *J.Dent.*1997; 25(3-4):321-30.
91. Meiers J.C., Miller G.A. La actividad antibacterial de los sistemas de unión a dentina, vidrios ionómeros reforzados con resina y resinas compuestas modificadas con poliácidos. *J.Clin.Odont.* 1997-1998; 13 (12) Art.Nº8: 55-66.
182. Miall S. *Diccionario de Química*. México, Ed. Atlante, 1943; : 448-633-755.
152. Mjör I A. , Moorhead J.E., Dahl J.E. Reasons for replacement teeth in general dental practice. *Int. Dent. J.* 2000; 50: 361-6.
45. Mount G.J., Hume W.R. *Conservación y restauración de la estructura dental*. Primera edición en español, Madrid, Ed. Harcourt Brace, 1999; Cap.7: 57.

71. Nakabayashi N. Bonding of restorative materials to dentine: the present status in Japan. *Int.Dent.J.* 1985; 35(2): 145-54.
61. Nakabayashi N., Ashizawa M., Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence int.* 1992; 23(2): 135-41.
66. Nakabayashi N., Kojima K., Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into the tooth substrate. *J. Biomed. Mater. Res.* 1982; 16: 265-73.
69. Nakabayashi, N., Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater.*, 1992; 8: 125.
56. Nakajima M., Sano H., Urabe I., Tagami J., Pashley D.H. Bond strengths of single-bottle dentin adhesives to caries-affected dentin. *Oper.Dent.* 2000; 25: 2-10.
102. Neiva I.F., De Andrada M.A.C., Baratieri L.N., Monteiro S. Jr., Ritter A.V. An in vitro study of the effect of restorative technique on marginal leakage in posterior composites. *Oper. Dent.* 1998; 23(6):282-9.
163. Norman G.R., Streiner D.L. *Bioestadística*. Madrid, Editorial Mosby/Doyma 1996; 18: 172.
96. Novero L.P. Polimerización de resinas compuestas. *Rev. Asoc. Odont. Argent.* 2001; 89(2): 185.
119. Novero L.P. Polimerización de resinas compuestas. *Rev. Asoc. Odontol. Argent.* 2001; 89(2): 191.
130. Novero L.P. Resinas compuestas para el sector posterior. Resinas de última generación: composites multipropósito, condensables e inteligentes. *Rev.Asoc.Odontol.Argent.* 1999; 87 (4) y (5).
176. Nunes M.F., Swift E.J., Perdigão J. Effects of demineralization depth on microtensile bond strength to human dentin. *J.Adhes.Dent.* 2001;3(2):137-43.
4. Oberländer H., Hiller K.A., Thonemann B., Schmaltz G. Clinical evaluation of Class-II restorations. *Clin Oral Invest.* 2001; 5: 102-7.
58. Pashley D.H. The effect of acid etching on the pulpo-dentin complex. *Oper.Dent.* 1992; 17: 229-42.
165. Paz A.G.C., Gardiner R.A., Arias S.L., Toloy H., Iasy R.R. Liberación de fluor en materiales restauradores fotopolimerizables. *Rev.Soc.Odotol. Plata* 1998; 11 (21):18-21.
88. Perdigão J., Lopes M..The effect of etching time on dentin desmineralization *Quintessence Int.* 2001; 32(1): 19-26.
177. Perdigão J., Ramos J.C., Lambrechts P. In vitro interfacial relationship between human dentin and one-bottle dental adhesives. *Dent.Mater.* 1997; 13:218-27.
24. Phillips R. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. Novena edición, México, Ed.Interamericana 1993; Cap.12: 221.
36. Phillips R. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. Novena edición, México, Ed.Interamericana 1994; Cap.12: 240.
173. Price R., Doyle G., Murphy D. Effects of composite thickness on the shear bond strength to dentin. *J.of the Canadian Dental Assoc.* 2000; 66 (1): 35-9.
17. Qualtrough A.J.E., Burke F.J.T. Revisión sobre estética dental. *Quintessence (ed. esp.)* 1995; 10 (8):623-30.
134. Rabinovich S. Logrando estética en el sector anterior con materiales de inserción directa. *Rev.Asoc.Odontol.* 1999; 87(2): 179-82.
170. Rashid R., Ricks J., Monaghan P. Strength of condensable composites with flowable liners. *J.Dent.Res.* 1999; 78: 156 (abstract # 404)
169. Rookledge E., Boyer D., Bouslicher M.J. Cusp deformation by shrinkage of condensable composites. *J.Dent.Res.* 1998; 78: 339 (abstract #2349)
174. Rosa B.T., Perdigão J. Bond strengths of nonrinsing adhesives. *Quintessence Int.* 2000; 31(5): 353-8.
168. Ruidia C., Faciano A.M., Zenklusen C.B., Romero M.L., Elmasian N. Composites compactables. *Rev.Asoc.Odontol.Argent.* 2000; 88 (2).

128. Salz U. El diente restaurado.Un complejo sistema de unión. Ivoclar-Vivadent R.1994; 7 : 1-27.
140. Serpeloni Dos Santos A., Siqueira França Leme M.L., Allegrini Kairalla S. Resina condensavel para dentes posteriores: relato de caso clínico. R.Odont.Univ.Santo Amaro 1999; 4(2):75-78.
179. Sidhu S.K., Henderson L.J. Dentin adhesives and microleakage in cervical resin composites. Am.J.Dent. 1992; 5 (5): 240-4.
42. Silverstone L.M., Saxton C.A., Dogon I.L., Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Res. 1975; 9:373-87.
19. Skinner E.W., Phillips R.W. La ciencia de los materiales dentales.Quinta edición, Buenos Aires, Ed.Mundi 1960; Cap 15: 245-69.
52. Smulson M.H., Sieraski S.M., del libro Weine F.S. Tratamiento endodóntico. Quinta edición, Madrid, Ed. Harcourt Brace,1997; Cap.3: 97, 129.
148. Söderholm K.J., Schmidserder J., del libro Schmidserder J., Atlas de odontología estética.Barcelona, Ed. Masón S.A. 1999; pág. 144.
74. Spencer P., Wane Y., Walker M.P., Wieliczka D.M., Swafford J.R. Interfacial chemistry of the dentin adhesive bond. J.Dent.Res. 2000; 79 (7): 1458-63.
34. Spyrides G., Perdigão J., Pagani C., Araujo M.A., Spyrides S.M.M. Efecto de agentes blanqueadores sobre la adhesión a dentina. J.Esthet.Dent. 2000; 12: 264-70.
46. Summitt J.B., Chan D.C.N., Dutton F.B., Burgess J.O. Effect of rinse time on microleakage between composite and etched enamel. Oper.Dent. 1992; 18: 37-40.
125. Suñol Periu L., Cid Poza A., Gaseni Gine M. Sistema de polimerización mediante radiaciones ionizantes de gas xenón. Luz plasma. Quintessence (ed.esp.) 1999; 12 (5): 317-20.
144. Suzuki M.M: Recent commercial composite formulations. Oper.Dent. 2001; Suppl. 6:145-51.
159. Swift E.J. Jr., Triolo P.T. Jr., Barkmeier W.W., Bird J.L., Bounds S.J. Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. Am.J.Dent.1996; 9(3):100-4.
13. Takatsuka T., Konishi N., Nakabo S., Hashimoto T., Torii Y., Yoshiyama M. Adhesion in vitro of oral streptococci to porcelain, composite resin cement and human enamel. Dent.Mat.2000; 19(4): 363-72.
185. Tang H.M., Torabinejad M., Kettering J.D. Leakage evaluation of root end filling materials using endotoxin. J. Endod. 2002; 28 (1): 5-7.
50. Ten Cate A.R. Histología oral. Segunda edición, Toronto, Ed. Medica Panamericana 1986; Cap.3: 69.
27. Toffenetti F. Estética y duración difícil compromiso. Actual.Dent.1987; 3(1bis): 10-9.
157. Tung F.F., Estafan D., Scherer W. Microleakage of a condensable resin composite: an in vitro investigation. Quintessence Int. 2000; 31 (6): 430-4.
103. Uribe Echevarría J., Núñez de Uribe Echevarría N, Priotto E. del libro: Uribe Echevarría J. Operatoria dental ciencia y práctica. Primera edición, Madrid, Ed.Avances Medico-Dentales 1990; Cap.11: 338.
135. Uribe Echevarría J., Núñez de Uribe Echevarría N, Priotto E. del libro: Uribe Echevarría J. Operatoria dental ciencia y práctica. Primera edición, Madrid, Ed.Avances Medico-Dentales 1990; Cap.11: 322.
3. Uribe Echevarría J., Núñez de Uribe Echevarría N., Priotto E., del libro Uribe Echevarría J., Operatoria Dental. Madrid, Ed. Avances Medicos-Dentales, 1990; Cap.9: 241.
39. Valenzuela V.A., Moncada G.C., Aránguiz V.F., Urbina G.S. Esmalte aprismático en dientes permanentes. Descripción al MEB. Rev.Dent.Chile 1996; 87 (1): 8-13.
97. Van Dijken J.W.V., Hörstedt P., Waern R. Directed polymerization shrinkage vs. a horizontal incremental filling technique: interfacial adaptation in vivo in class II cavities. Am.J.Dent.1998; 11(4):165-72.
55. Van Meerbeek B. The clinical performance of adhesives. J.Dent.1998; 26 (1): 1-20.

65. Van Meerbeek B., Dem. A., Goret-Nicaise M., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G. Comparative SEM and TEM examination of the structure of the resin -dentin interdiffusion zone. *J.Dent.Res.* 1993; 72: 495.
80. Van Meerbeek B., Perdigão J., Gladis S., Lambrecht P. Vanherle G., del libro Schwartz R.S., Summitt J.B., Robbins J.W., Dos Santos J.Jr. Fundamentos en odontología operatoria. Un logro contemporáneo. Primera edición, Caracas, Ed. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas 1999; Cap.6 : 162.
95. Van Meerbeek B., Perdigão J., Gladis S., Lambrecht P. Vanherle G., del libro Schwartz R.S., Summitt J.B., Robbins J.W., Dos Santos J. Fundamentos en odontología operatoria. Un logro contemporáneo. Primera edición, Caracas, Ed.Actualidades Médico Odontológicas Latinoamerica 1999; Cap. 6: 149.
99. Van Meerbeek B., Perdigão J., Gladis S., Lambrecht P. Vanherle G., del libro Schwartz R.S., Summitt J.B., Robbins J.W., Dos Santos J. Fundamentos en odontología operatoria. Un logro contemporáneo. Primera edición, Caracas, Ed.Actualidades Médico Odontológicas Latinoamerica 1999; Cap. 6: 150.
63. Van Meerbeek B., Yoshida Y., Snauwaert J., Hellemans L., Lambrechts P., Vanherle G., Wakasa K., Pashley D.H. Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM. *J.Adhes.Dent.*1999; 1(1): 7-23.
54. Vanherle G., Van Meerbeck B., Braem M., Lambrechts P. Congreso del Centenario. Aspectos clínicos de la adhesión a dentina. *Rev. Asoc. Odontol. Argent.* 1995; 86 (2): 95-7.
181. Vera Del Barco M., Macchi R.L. Adaptación de una resina reforzada al borde cavitario en cemento radicular. *R. Asoc. Odontol. Argent.*1987; 75(4):148-50.
100. Versluis A., Tantbirojn D. Do dental composites always shrink towards the light? *J.Dent.Res.* 1998; 77 (6) : 1435-45.
72. Wakabayashi Y., Kondou Y., Suzuki K., Yatani H., Yamashita A. Effect of dissolution of collagen on adhesion to dentin. *Int.J.Prost.* 1994; 7(4):302-6.
75. Walshaw P.R., McComb D. Consideraciones clínicas sobre adhesión dentinaria óptima. Quintessence (ed.esp.)1997; 10 (7): 421-7.
73. White K.C., Cox C.H.F., Kanka J. III, Dixon D.L., Farmer J.B., Milner Snuggs H. Respuesta pulpar a los sistemas de resina adhesiva aplicada a dentina vital grabada con ácido. Aplicación húmeda frente a seca del acondicionador. *Quintessence (ed.esp.)*1996; 9 (1):25-35.
160. Wibrow G., Stockton L., Suzuki M. Microleakage of class II composite restorations. A dye penetration study. *J.Dent.Res.* 1998; 78:155 (abstract #396).
60. Wieczkowski G., Yu X.Y., Davis E.L., Joynt R.B. Microleakage in various dentin bonding agent/composite resin systems. *Oper. Dent.* 1992; 5: 62-7.
14. Wilson N.H.F., Wilson M.A., Wastell D.G. A clinical trial of a visible light composite resin restorative material: five-years results. *Quintessence Int.*1988; 19: 657-81.
137. Willems G., del libro Baratieri L.N., 'Estética' restauraciones adhesivas directas en dientes anteriores fracturados. São Paulo, Quintessence Ed.Ltda.1998; Cap 4 : 75.
184. Wolanek G.A., Loushine R.J., Weller R.N., Kimbrough W.F., Volkmann K.R. In vitro bacterial penetration of endodontically treated teeth coronally sealed with a dentin bonding agent. *J.Endod.* 2001; 27 (5): 354-7.
122. Yap A.U.J., Seneviratne C. Influence of light energy density on effect-tiveness of composite cure. *Oper. Dent.* 2001; 26: 460 - 6.
167. Yap A.U.J., Wee K.E.C., Teoh S.H., Chew C.L. Influence of thermal cycling on OCA wear of composite restoratives. *Oper.Dent.* 2001; 26:349-56.
162. Yoshikawa T., Burrow M.F., Tagami J. The effects of bonding systems and light curing method on reducing stress of different c-factor cavities. *J.Adhes.Dent.*2001; 3(2): 177-83.
110. Yoshikawa T., Burrow M.F., Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent.Mater* 2001;17(4):359-66

49. Zeleme F. Adhesión: ¿una solución sencilla? Rev. Asoc. Odontol. Argent. 1999; 87(2): 183-4.
85. Zhukovsky L., Godder B., Settembri L. Contracción que sufre la resina cuando es colocada. J. Clín.Odont.1996-1997; 12(6): 69-73.

Referencias de Figuras

Figura 1: (modificada) Mount, G. J. – Hume, W.R.: Conservación y restauración de la estructura dental. Primera edición, Madrid, Ed. Harcourt Brace, 1999; 9 : 95.