



**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA MICROINFILTRACIÓN
PRODUCIDA EN RESTAURACIONES DE RESINA COMPUESTA DE
BAJA CONTRACCIÓN EN BASE A SILORANO V/S RESINA EN BASE A
METACRILATO**

**Trabajo de Investigación
Requisito para optar al
Título de Cirujano-Dentista**

**Alumnas: Giovanna Ghidini Madrid
M^a Daniela Rivera Elorza**

**Docente Guía: Prof. Dr. Jaime Sarmiento C.
Cátedra de Operatoria Dental**

**Valparaíso – Chile
2009**

DEDICATORIA

A mis dos grandes pilares en la vida: mis padres, quienes siempre me han brindado tanto amor y dedicación. Muchas gracias por tantos años de sacrificios y por toda la confianza que han puesto en mí.

A mis hermanos, que han sido testigos de todo lo vivido lejos de casa.

Al Maxi, nuestro tercer tesista, quien nos apoyó tanto en este interminable trabajo...uff ¡menos mal que terminó!

Giovi

A Dios, nuestro señor, que jamás abandona a los suyos.

A mi mamá y mi papá que confiaron en que este sería mi camino...

A Norman Varas quien me ha apoyado en muchos momentos difíciles y me ha entregado siempre su cariño y comprensión a toda prueba. A su tía Yolanda Vera que ha sido siempre una mano de ayuda incondicional.

A mi familia y hermanos que están lejos pero siempre han enviado su optimismo y cariño.

A mi gemela Fran que la adoro y de seguro a sentido lo mismo que yo en estos años.

A mi abuelita Chela que sin su ayuda esto no hubiera sido posible y a mi abuelita Viole que sé que siempre me tiene en su corazón.

Lulla

AGRADECIMIENTOS

A nuestros docentes:

Dr. Claudio Jorquera, quien fue nuestro docente ayudante en este trabajo de investigación y nos apoyó en todo momento con sus consejos y buena voluntad.

Dra. Rosa Moya por su buena disposición y optimismo en el análisis estadístico.

Dr. Rodrigo Rubio por su contribución a nuestro tema.

Dr. Jaime Sarmiento por poner toda su confianza en nosotras.

Y quienes nos enviaron valiosa información y apoyo:

Dra. Nicoleta Ilie, Department of Restorative Dentistry, Dental School of the Ludwig-Maximilians-University, Munich, Alemania.

Dr. Wolfgang Weinmann, 3M ESPE, Alemania y principal desarrollador de los siloranos.

Dr. J. David Eick, Department of Oral Biology, University of Missouri-Kansas City, Estados Unidos.

Dr. William D. Browning, Division of Operative Dentistry, Medical College of Georgia, Augusta, Georgia, Estados Unidos.

Dr. Oliver Kappler, Scientific Affairs Manager, Restorative Business Segment, 3M ESPE, Alemania.

Sra. Marcela Ortuondo M, Professional Services, División Dental, 3M Chile S.A por su contribución para la obtención de materiales y apoyo bibliográfico respecto del tema.

ÍNDICE

Introducción	1
Marco Teórico	3
1. Contracción de polimerización y sus efectos	3
1.1 Estrés de contracción	4
1.2 Microinfiltración en resinas compuestas	7
1.3 Estrategias para disminuir el estrés de contracción	7
2. Resinas compuestas de baja contracción en base a Silorano	13
2.1 Antecedentes	13
2.2 Matriz orgánica	13
2.3 Relleno inorgánico	16
2.4 Contracción de polimerización	18
2.5 Estabilidad a la luz y propiedades físicas	23
2.6 Sistema adhesivo	25
2.7 Técnica de aplicación	28
2.8 Biocompatibilidad y estabilidad en medios acuosos	28
2.9 Estabilidad, color y brillo	29
2.10 Adhesión de bacterias en la superficie de la restauración	30
2.11 Microinfiltración	30
2.12 Estudios clínicos	31
Hipótesis	33
Objetivos	33
Materiales y método	34
Resultados	39
Análisis de los resultados	45
Discusión	47
Conclusiones	49
Sugerencias	50
Resumen	51



INTRODUCCION

La investigación acerca de las resinas compuestas ha sido dominada por mucho tiempo por la tecnología de los metacrilatos. Su primera introducción a la odontología se remonta al año 1940 cuando existían los polimetacrilatos, usados como material base en prótesis totales. En el año 1962 se da paso a la era de las resinas compuestas modernas con la introducción de la resina de Bowen, BisGMA, mejorándose la resistencia y estabilidad a largo plazo. El siguiente escalón en la investigación de las resinas compuestas fueron los materiales polimerizables mediante luz teniendo a la canforquinona como fotoiniciador, además de incluir algunos progresos en cuanto al relleno (radiopacidad, partículas pequeñas) que hacen que estos materiales sigan manteniéndose instaurados en el arte de de la odontología restauradora (Guggenberger y Weinmann, 2000).

Las principales ventajas de los composites convencionales en base a metacrilato son su apariencia estética y el concepto de adhesión, sin embargo la contracción provocada en el proceso de polimerización por radicales libres otorga la mayor contribución a las fallas clínicas de estos materiales. Las restauraciones actuales basadas en la química de los metacrilatos contraen alrededor de un 1.5-5% de su volumen (Ferracane, 2005). Dicha contracción causa estrés en el material de restauración, en las estructuras dentales y en sus interfaces, dando paso a diferentes desafíos clínicos como la reducción de la integridad marginal, microinfiltración, sensibilidad postoperatoria y caries secundarias (Eick, 1986; citado en Park et al., 2008)

Se han intentado diversas experiencias para resolver el problema de la contracción de polimerización, como cambios en la cantidad de relleno inorgánico, en el tratamiento de forma o superficie, e incluso cambios en la matriz orgánica. Se han desarrollado versátiles métodos para cambiar la matriz de monómero, empezando con los típicos monómeros de dimetacrilato, los cuales fueron reemplazados por metacrilatos con menos grupos reactivos. Otros acercamientos propuestos para reducir la contracción de polimerización incluye el desarrollo de monómeros de cristal líquido o sistemas de apertura de anillos para convertirse en resinas compuestas con un mínimo de contracción de polimerización, los cuales contenían espiro orto carbonatos como aditivos al dimetacrilato o resinas basadas en epóxidos (Guggenberger y Weinmann, 2000).

Algunas investigaciones modernas enfocaron sus investigaciones al uso del sistema de apertura de anillos como las resinas basadas en oxirano, un epóxido polimerizable bajo condiciones de luz visible. Las resinas en base a oxirano han mostrado muchas propiedades deseadas como un aumento en la profundidad del curado, menor contracción de polimerización y una dureza equivalente al de las resinas compuestas basadas en BisGMA. Sin embargo estudios realizados por Eick et al. en el año 2002 han demostrado que el oxirano como monómero residual después de la polimerización puede ser tóxico e incluso dañino a la pulpa dental por su alta reacción

exotérmica. Por otro lado, Schweikl et al. en el año 2004, estudió el potencial mutagénico del oxirano, demostrando que induce mutaciones cromosomales in vitro.

Desde que se demostró que el sistema de apertura de anillos minimiza la contracción de polimerización, las investigaciones se enfocaron en la reducción de los posibles efectos de citotoxicidad y mutagenicidad, dando paso al descubrimiento de nuevos materiales. Es así como en los últimos años, Weinmann et al. han descrito un nuevo sistema de monómeros, llamado "Silorano", obtenido de la reacción entre moléculas de oxirano y de siloxano, combinando 2 propiedades que son la base de esta nueva resina compuesta: baja contracción de polimerización de tipo catiónica debido a apertura de anillos del monómero oxirano y al incremento de la hidrofobidad debido a la presencia del siloxano (Weinmann et al., 2005). Por otro lado se demostró que el silorano tiene un bajo potencial mutagénico a pesar de que en su composición presenta oxirano. Además se demostró que es insoluble y estable en fluidos biológicos simulados en una solución acuosa (Eick et al., 2005).

Hasta ahora, todos los materiales disponibles en el comercio tienen su base común en la polimerización por radicales libres de los metacrilatos. Esta nueva tecnología de resinas compuestas de baja contracción en base a silorano ha sido recientemente estudiada y actualmente sólo está disponible a la venta en Europa. Existe bastante desconocimiento respecto a sus propiedades e indicaciones, es por esto que se hace necesario investigar esta nueva resina compuesta con el fin de facilitar la toma de decisiones clínicas.

MARCO TEORICO

1. Contracción de polimerización y sus efectos

A pesar de las grandes ventajas de las resinas compuestas, como lo son sus características estéticas y su adhesión química al tejido dentario, cuando se comparan con restauraciones de amalgama, éstas tienen una vida muy corta, aproximadamente 10 años. Algunos factores contribuyentes incluyen la técnica, métodos de fabricación, respuesta al ambiente y a fenómenos propios del material como lo es la contracción de polimerización. Este último constituye un obstáculo substancial para la mayor duración de las resinas compuestas

Tres problemas clínicos potenciales se asocian a la contracción en los composites:

El primero es la deformación elástica y no elástica del diente. Debido a la contracción que experimenta el composite dentro de la cavidad que lo contiene, el diente sufre una deformación entre los 2 a 47 μm (Suliman, 1993; citado en Sakagushi, 2005 et al.). Se ha demostrado que la contracción se revierte con la absorción de agua, sin embargo, esto no es inmediato (Oshida, 1999; citado en Sakagushi et al., 2005). En el intertanto esta deformación puede conducir a sensibilidad dentaria debido a deformación de los túbulos dentinarios y fracturas de esmalte que rodea la restauración.

Un segundo problema clínico asociado a la contracción de polimerización es la falla adhesiva. Sabemos que la adhesión entre esmalte y composite es adecuada, mientras que la unión con la dentina es menos consistente. Es por esto que los enlaces que más comúnmente fallan son los de la interface adhesivo/dentina. Mientras menos frecuentes sean los espacios entre esmalte y las restauraciones de composite, mayor significancia en términos de la viabilidad a largo plazo tendrá la restauración, reduciendo la microinfiltración y caries secundarias. Estos últimos problemas clínicos siguen siendo la mayor causa de eliminación y cambios en las restauraciones de composite (Fig. 1).

El tercer problema clínico es el daño dentro del mismo composite, la falla cohesiva. El daño del composite ocurre por muchos mecanismos, entre ellos agrietado osmótico, pérdida de unión entre la matriz y el relleno, daño mecánico de la interfase, agrietamiento de la matriz por efectos térmicos y fracturas por cargas mecánicas (Sakagushi et al., 2005). En un estudio en composites que duró 11 años sobre publicado por Van Dijken en el año 2000 indicó que la fractura fue la razón más común para el remplazo de las restauraciones (Van Dijken et al., 2000).



Fig.1. Retos clínicos de la alta contracción de polimerización (Gentileza Dr. Wolfgang Weinmann).

Los composites dentales convencionales en base a metacrilato endurecen por una reacción química, en la cual participan los enlaces dobles de carbón-carbón de las moléculas individuales del monómero y la posterior formación de enlaces simples de carbón-carbón para formar cadenas de polímero. Esta reacción causa una reducción en el volumen, comúnmente del orden del 1.5 al 5%, ya que se han creado enlaces covalentes y la distancia molecular y volumen libre se reduce. (Ferracane, 2005).

Inevitablemente se produce esta contracción debido a que en su estado inicial, las unidades del monómero están separadas entre sí por distancias correspondientes a fuerzas de Van der Waals (distancia promedio de 4 nm), mientras que en el polímero final las unidades de monómero (que ya están unidas formando polímeros) están a distancias de enlaces covalentes menores, generalmente de 1.5 nm (Hervás-García et al., 2006).

1.1 Estrés de contracción.

La contracción volumétrica que experimentan las resinas compuestas al polimerizar, está acompañada del desarrollo de estrés interno.

Cuando el composite endurece, dos fuerzas empiezan a interactuar: la contracción de polimerización y una fuerza opuesta a esa contracción mediada por la rigidez del diente y adhesivo; ambos forman una presión sobre el composite. Es decir, la generación de estrés dentro del composite es el resultado de la contracción de polimerización y la deformación del composite cuando se contraponen una superficie rígida, de alto módulo elástico, como lo es la superficie dentaria.

Las tensiones internas generadas dentro del composite se transfieren al interface diente-restauración, tal como la tensión que experimentaría una cadena que se tira. Estas tensiones aparecerán como fuerzas extensibles en la interface, porque el composite procura contraerse hacia la superficie consolidada, pero son forzadas por el resto de su masa, que también se enlaza a una superficie de oposición.

La deformación que sufre el material al polimerizar produce estrés de acuerdo con la ley de Hooke, la cual describe una relación lineal entre estrés y la tensión de un sólido elástico. Puesto que el estrés es el producto del módulo elástico y de la contracción, se espera que los materiales con una combinación de alta contracción volumétrica y módulo elástico alto generen las tensiones más altas durante la polimerización.

Se entiende entonces al estrés de contracción como un proceso dinámico, donde juega un rol importante el modulo elástico del material y la fuerza de adhesión de las paredes de la cavidad, la cual se contrapone a la fuerza provocada en la contracción del material. Es probable que en ausencia de adhesión a las superficies externas, la generación residual de stress por cualquier cambio dimensional sea substancialmente más baja. (Feilzer et al, 1987; citado en Ferracane, 2005). Es lógico por lo tanto, que el estrés de la interfase se reduzca en cavidades con superficies mínimamente contenedoras, como es el caso de las cavidades tipo IV.

Tal como se ha explicado anteriormente, el estrés provocado por la contracción de polimerización es transferido al diente, causando su deformación. Esta deformación dentaria puede desencadenar fracturas de esmalte, *cracks*, y flexión cuspídea. Otras de las fallas clínicas asociadas al estrés de contracción son la sensibilidad post-operatoria, microinfiltración y caries secundarias, las cuales se deben a la falla adhesiva ocurrida en la interfase diente restauración cuando las fuerzas de contracción exceden a las fuerzas de unión dentina-adhesivo. Debido a la liberación de estrés, también se pueden provocar fallas cohesivas, es decir, en la estructura interna del material. Este tipo de falla es motivo frecuente de recambio de restauraciones (Fig. 2).



Fig.2. Estrés de contracción (Giachetti et al.,2006).

Con el fin de medir el estrés de contracción en composites dentales, se han propuesto numerosos métodos. A pesar de que todos son similares, se pueden obtener diferencias significativas en los resultados, debido tanto a la propia contracción de material como a la técnica restauradora usada. Por ejemplo, se ha demostrado que los valores de estrés de contracción medidos tanto para composites de autopolimerización como de fotopolimerización varían de un mínimo de 1 Mpa hasta un máximo de 15 Mpa (Ferracane, 2005). El método más común ha sido el uso de un transductor de fuerzas aplicadas a un disco o cilindro de composite. (Bowen, 1967; citado en Ferracane, 2005).

El análisis fotoelástico es otro método comúnmente usado para medir el estrés en resinas. Usando este método, Kinomoto et al. en el año 1998, demostraron que existe una reducción de la contracción en composites de autocurado versus composites de fotocurado.

Recientemente ha sido adoptado el método *ring slitting* para medir el estrés residual en polímeros procesados y composites después de la polimerización. Un composite en forma de anillo es fotopolimerizado en un molde, del cual es posteriormente removido y cortado. La distancia en el anillo medido antes del corte es comparada con la distancia después del corte, y el módulo elástico del composite es usado para calcular el estrés residual que causa que el anillo cambie su medida después del corte (Ferracane, 2005).

El fenómeno del estrés de contracción en composites restaurativos es altamente complejo, multifactorial, que exige muchas investigaciones y que ha sido determinado como un factor de discrepancias marginales en las restauraciones de composites, las cuales reducen su duración. No hay datos de una relación única y directa entre el estrés de contracción en restauraciones de composites y sucesos clínicos. Debido a la naturaleza compleja del estrés residual, es actualmente poco probable que se pueda establecer una relación como esa. Versluis et al. han sugerido en el año 2004 que el estrés de contracción no puede ser expresado en simples valores promedio basados sólo en las propiedades o configuración de los composites, sino que debe ser de acuerdo a una distribución que depende de la localización, propiedades, geometría e individualidad tanto del diente (Factor C) como la restauración, considerando además los procedimientos restauradores.

Por lo tanto, la variabilidad natural del diente y la individualidad de cada restauración hará probablemente muy complicada cualquier intento por dilucidar esta relación. De hecho, es sorprendente que algunos estudios que han intentado desarrollar una relación única entre el estrés de contracción de los composites y la infiltración de las restauraciones dentales in vitro hayan tenido resultados razonables (Ferracane, 2005).

1.2 Microinfiltración en resinas compuestas.

Se define como microinfiltración o infiltración marginal al paso de fluidos orales, al interior del diente, por una interfaz diente-restauración no sellada. Este paso se produce en primer lugar por falta de sellado y luego, porque el espacio virtual actuará como un tubo capilar facilitando el paso de fluidos (Mongruel, 1998; citado en Henostroza 2003). La microinfiltración no sólo es causa de dolor postoperatorio, sino también de una nueva injuria pulpar, de la recidiva de la lesión y de un pronto desalojo de la restauración.

Con el fin de demostrar y cuantificar el grado de microinfiltración in vitro de las resinas compuestas, se han desarrollado diversas técnicas. Una de ellas es el test de penetración de colorante, en el cual se utiliza generalmente azul de metileno desde el 0.5% al 5% de concentración. Otros tintes usados son la fucsina (0.5% y 2%) o nitrato de plata.

El tiempo que la muestra está en contacto con el tinte es tema de discusión. En un estudio realizado por Ernst et al., en el año 2008, se estipuló que sólo 10 segundos son suficientes para que se produzca el fenómeno de capilaridad y la consecuente penetración del colorante. Sin embargo, 30 minutos es un tiempo óptimo para poder discriminar mejor hasta donde penetra el colorante en la interfase diente restauración.

Debido a la naturaleza hidrofílica de los adhesivos, un tiempo prolongado de la muestra en el medio colorante puede arrojar un falso positivo, debido a la captación de agua con colorante. En el caso de los adhesivos de autograbado, debido a la gran hidrofiliidad, este fenómeno se ve aumentado. Sin embargo, 24 horas de contacto del diente con el colorante es lo más comúnmente descrito en la literatura (Ernst et al., 2008).

Otro método comúnmente usado para medir la microinfiltración marginal in vitro es la utilización de microscopía electrónica de barrido (SEM), mediante el cual es posible cuantificar con mayor precisión la profundidad de la microinfiltración, tanto en restauraciones adhesivas directas como indirectas (Frankenberger y Tay, 2005; citado en Ernst et al., 2008). Cabe destacar que este método requiere de operadores entrenados y mayor equipamiento técnico.

1.3 Estrategias para disminuir el estrés de contracción

Debido a la naturaleza multifactorial del origen del estrés de contracción, se han sugerido varias modificaciones, tanto en la técnica como en la composición del material.

1.3.1 Técnicas de fotopolimerización.

Se ha sugerido una modificación en los protocolos de fotopolimerización con el propósito de reducir este estrés en las restauraciones de composites, como una irradiación inicial más baja, aplicación de luz en pulsos, retrasos entre las aplicaciones, etc. (Ferracane, 2005). Sin embargo, otros autores niegan completamente la posibilidad que exista alguna reducción en la contracción de polimerización con particulares modos de curado. (Christensen, 1999; citado en Ernst et al., 2004)

Lim y col mostraron que una exposición a la radiación inicial baja para la polimerización (2 segundos a 290 mW/cm²), seguida de una espera de 5 min para la posterior exposición de 60 segundos a 330 mW/cm², produce una significativa reducción en el estrés de contracción comparado con una simple y continua exposición de 60 segundos a 330 mW/cm², a pesar de que se produce una idéntica contracción volumétrica. (Lim, 2002; citado en Ferracane, 2005). Uno y Asmussen mostraron que disminuyendo el tiempo de polimerización se obtenían mejores resultados en la adaptación marginal del composite (Uno y Amussen, 1991; citado en Ferracane, 2005).

Un importante aspecto para reducir el stress de contracción es retrasar el punto gel. Desde el punto de vista químico, el punto gel representa el incremento en la viscosidad por la formación virtual de una cadena. En la fase pre-gel, las cadenas de polímeros que ya están formadas son tan flexibles que el material puede fluir por la pared libre de la cavidad. Un método para mantener el punto gel es la fotopolimerización de inicio suave (Ilie et al., 2007).

Por lo tanto, se ha sugerido que pulsos parcelados de luz provocan un retraso en la fotopolimerización, lo que prolonga la técnica y el punto gel. Este fenómeno da tiempo para que fluya el material, y así se alivie el estrés formado durante la exposición inicial. Esto es posible debido a una luz activadora inicial baja (580 mJ/cm²), lo que produce una disminución en el grado de conversión, manteniendo un alto nivel de movilidad molecular dentro de los polímeros de la matriz por un periodo extendido de tiempo (Ferracane, 2005).

Se debe tener en cuenta que modificaciones en la técnica de curado sólo tendrá una limitada influencia en el estrés, pues si el material es curado apropiadamente, es decir disminuyendo su grado de conversión, la técnica no disminuirá la contracción propia del material.

Los composites de autocurado tienen mejor adaptación marginal y menor microinfiltración que los de fotocurado (Feilzer et al., 1988; citado en Giachetti et al., 2006). Estos dos tipos de composites, experimentan diferentes contracciones de polimerización debido a factores intrínsecos (velocidad de polimerización y porosidades). Una velocidad de polimerización menor resulta en una mejor adaptación de la restauración a las paredes de la cavidad, facilitando además la capacidad de fluir

del composite. Debido a que en los composites de fotocurado la fase gel dura solo pocos momentos, no hay tiempo para que la resina fluya.

1.3.2 Porosidad.

La porosidad presente en composites de autocurado también disminuye el estrés de contracción. Esto puede ser debido al efecto inhibitor del oxígeno en los espacios durante la reacción, como también por el incremento en la superficie libre en la masa de composite. (Feilzer et al., 1993; citado en Giachetti et al., 2006). Sin embargo, no debemos olvidar que la porosidad causa disminución de las propiedades mecánicas del composite.

1.3.3 Factor C

Otro factor importante en el fenómeno de estrés de contracción es el Factor C (factor de configuración cavitaria) entendido como el cociente entre la cantidad de paredes donde habrá adhesión (superficie adherida) y la cantidad de paredes libres de adhesión (superficie libre). Cuando se trata de una cavidad con bajo factor C, por ejemplo en el caso de una carilla, los composites en general generan bajo estrés de contracción. Sin embargo, cuando el composite es fotopolimerizado, produce mayor estrés de contracción si está en una cavidad con alto factor C. (Giachetti et al., 2006) (Fig. 3).

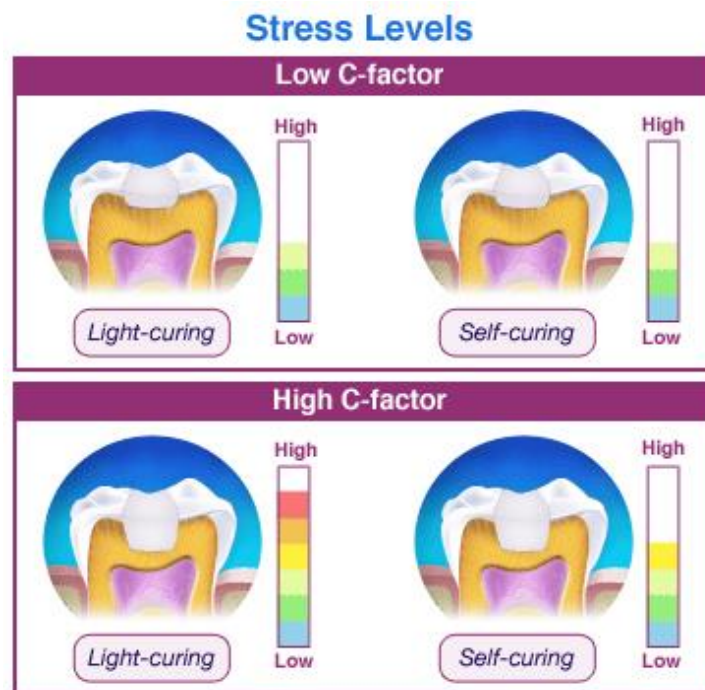


Fig.3. Niveles de Stress de contracción determinado por el C-factor (Giachetti et al., 2006).

1.3.4 Relleno inorgánico.

La magnitud del estrés de contracción en composites dentales ha estado también directamente relacionada con la concentración de relleno y es resultado de la relación entre el contenido de relleno y el modulo elástico (Ferracane, 2005). La contracción volumétrica que sufre el composite durante la polimerización y el módulo elástico están íntimamente relacionadas con el contenido de relleno (Labela, 1999; citado en Calabro 2004). Es así como composites con un alto contenido de relleno, poseen una fracción menor de matriz orgánica, lo cual determina una red polimérica encargada de la contracción, menos densa. Sin embargo, un aumento del relleno disminuye la capacidad de fluir del material, aumentando su modulo elástico y desencadenando estrés de contracción.

Se ha demostrado también que un composite con un contenido equivalente de relleno pero con un tipo de polimerización más lento, tiene un estrés de contracción menor (Condon, 2000; citado en Ferracane, 2005).

El relleno de nanopartículas (menores a 100 nm) usado por muchos años en la industria odontológica conocido como nanorrelleno, provee una gran superficie para el volumen, y por lo tanto, provee grandes posibilidades para la superficie de interacción con los monómeros polimerizados. Esta interacción puede causar estrés interno por forzar la movilidad de las moléculas durante la polimerización, especialmente cuando son tratados con un agente de acople como el silano. Se cree que el estrés de contracción puede estar parcialmente aliviado con la introducción de nanorrelleno de partículas de sílice que no están tratadas en su superficie, o tratadas con un agente de acople no funcional de silano (sin dobles enlaces carbono-carbono), de este modo minimizando la interacción entre el relleno y la formación de polímeros (Ferracane, 2005). Más tarde, intentos por definir el óptimo nivel de nanorrelleno no unido, mostraron que aproximadamente el 10% del volumen proporciona un gran alivio al estrés en composites híbridos, pero mayores niveles no fueron testeados debido a dificultades en la obtención de un composite con adecuadas características maleables (Condon, 2002; citado en Ferracane, 2005).

Sin embargo como estrategia para la reducción de la contracción, el incremento de la cantidad de relleno también tiene limitaciones. Resinas compuestas con bajo relleno como los composites fluidos (47-67% de relleno en peso) tienen los típicos valores de contracción de 4.0-5.5% en volumen. Las resinas compuestas híbridas normales (74-79% de relleno) experimentan una reducción del volumen en el curado que va de un 1.9% a 3.5%. Los sistemas con un alto relleno como los composites empacables posteriores o materiales con un relleno optimizado por sobre el 82% por adición de nanopartículas, revelan valores de contracción bajo el 1.7 % vol (Weinmann et al., 2005). De todas formas, el relleno no se puede seguir incrementando ilimitadamente, porque una cantidad reducida de matriz orgánica no puede proveer la

incorporación químico-física de las partículas de relleno por medio del agente de enlace (silano).

1.3.5 Peso molecular del grupo reactivo.

Por otro lado, la contracción de polimerización también disminuye por incremento del peso molecular del grupo reactivo. El bajo peso molecular del metil metacrilato (MMA) revela una contracción de polimerización de un 22.5 vol%. Por incremento del peso molecular del MMA de 86.1 g/mol a 514.6 g/mol de Bis-GMA la contracción se redujo a un 8 vol% en la molécula, en la que no se considera el relleno. Extendiendo esta idea, las macromoléculas serían la última meta siguiendo este camino en la reducción de la contracción. En contrapeso, el uso de moléculas monoméricas de alto peso molecular es limitado por su viscosidad, el aumento de su adhesividad y en general la no deseable reología (deformación y flujo del material) lo cual compromete las características para un buen manejo en las resinas compuestas resultantes (Weinmann et al., 2005).

1.3.6 Matriz orgánica.

En los últimos años, se han hecho varios intentos para reducir la contracción cambiando la naturaleza de la resina, los cuales han sido realizados por universidades y manufactureras. Un acercamiento fue el uso de monómeros de cristal líquido en el año 2007, como una resina la cual describía tener una baja contracción cuando era fotopolimerizada (Rawls, 1997; citado en Weinmann et al., 2005) (Fig. 4).

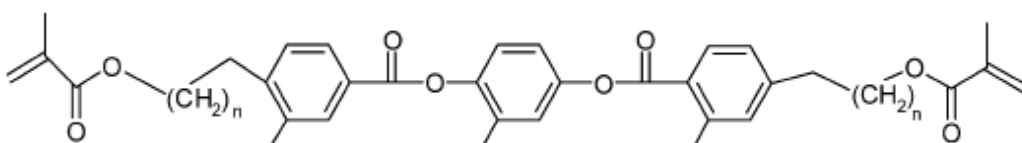


Fig. 4. Formula química de un típico monómero cristalino líquido (Weinmann et al., 2005).

Mozner et al. publicó estudios en el año 1999 sobre los derivados del vinyl ciclopropano con una polimerización por radicales libres con el sistema de apertura de anillos de los monómeros, también conveniente para copolimerizar como las resinas en base a metacrilato. (Moszner, 1999; citado en Weinmann, 2005) (Fig. 5).

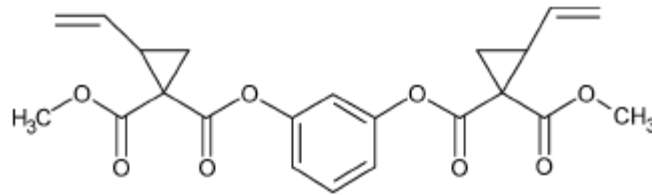


Fig. 5. Ejemplo de un di-funcional vinil ciclopropano (Weinmann et al., 2005).

Un químico diferente fue hecho por Eick y sus colaboradores enfocándose en la apertura de anillos catiónica de los espiro orto carbonatos especialmente en combinación con monómeros epóxidos, (Smith, 2004; citado en Weinmann, 2005) (Fig.6).

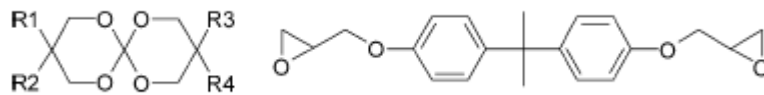


Fig. 6. Mezcla de un espiro orto carbonato con un comonomero epóxico (Weinmann et al., 2005).

En los últimos años, 3M ESPE ha investigado nuevos sistemas de monómeros con sistema catiónico de apertura de anillos, con el perfil de tener una baja contracción, alta reactividad, biocompatibilidad y con estabilidad en el agresivo ambiente que presenta la cavidad bucal (Schweik, 2002; citado en Weinmann et al., 2005)

Como propósito de disminuir la contracción de polimerización, se ha formulado una química de oxirano y siloxano que produce un composite con estrés de contracción menor que otros composites a pesar de tener módulo de elasticidad similar. Se ha demostrado que estos nuevos monómeros producen menor contracción de polimerización que las resinas de dimetacrilato usadas en muchos composites de tipo híbrido, resultando en una disminución del estrés (Weinmann et al., 2005).

2. Resinas compuestas de baja contracción en base a silorano

2.1 Antecedentes.

El primer estudio donde se nombró al componente "Silorano" fue publicado en el año 2000 por investigadores de 3M ESPE, Alemania. (Guggenberger y Weinmann, 2000). Fue el primer acercamiento con este nuevo material, cuya principal característica es que presenta una modificación total en lo referido a la matriz orgánica que compone a las resinas compuestas que tradicionalmente ha sido liderada por la resina en base a Bis-GMA. Si bien, como se mencionó anteriormente, no es la primera vez que se intentan modificaciones de este tipo, vale la pena analizarlo por las buenas características que ha arrojado este nuevo material en los últimos años, es especial en lo que refiere a la contracción de polimerización. Actualmente se vende en Europa desde el año 2007 bajo el nombre comercial de Filtek™ P90 Silorane de 3M ESPE.

2.2 Matriz orgánica.

El nombre silorano deriva de la combinación de sus componentes químicos siloxano y oxirano. Estos 2 componentes dan origen a la matriz orgánica de la resina compuesta. (Fig. 7)

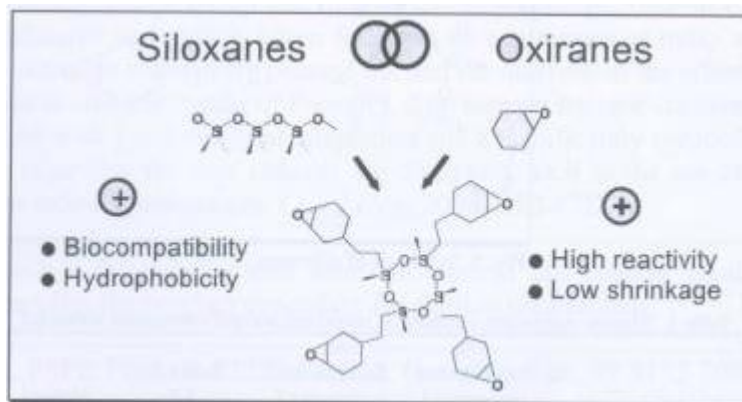


Fig. 7. Siloranos: una combinación de Siloxanos y Oxiranos (Guggenberger y Weinmann, 2000).

La molécula de siloxano fue introducida con el fin de proveer una naturaleza más hidrofóbica, lo cuál es muy importante porque la absorción en exceso de agua limita la fuerza física intraoral del composite a largo plazo. Además, los materiales hidrofóbicos tienden a absorber mucho menos las tinciones de la alimentación diaria y son mucho menos sensibles a las tinciones exógenas que los materiales hidrofílicos.

La red de siloranos se genera por polimerización catiónica de apertura de anillo de los grupos funcionales oxirano cicloalifáticos, esto es lo que determina su baja contracción y bajo estrés de polimerización (Weinmann et al., 2005) (Fig. 8)

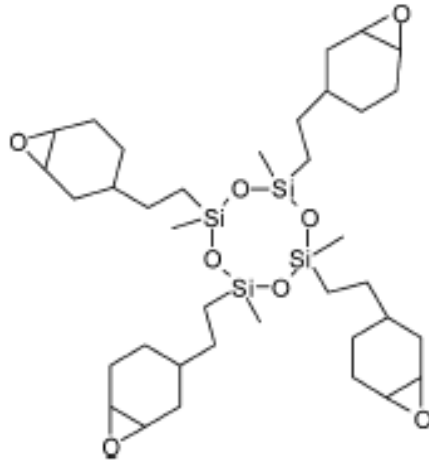


Fig. 8. Monómero de silorano (Weinmann et al., 2005).

El desarrollo de las resinas compuestas en base a silorano fotoactivado fue realizado con un sistema de tres componentes:

1. Una canforquinona
2. Una sal yodonio
3. Un electrón dador.

La canforquinona fue elegida como fotoiniciador dado que el espectro de luz que utiliza es el de las lámparas dentales actuales. En esta reacción, el electrón dador actúa en un proceso redox y descompone la sal yodonio a un catión ácido con el cual se empieza el proceso de polimerización catiónica por apertura de anillos, la cual es insensible al oxígeno. Los tres componentes de este sistema proveen un balance óptimo entre una alta reacción para la polimerización y la mejor estabilidad de luz (Weinmann et al., 2005) (Fig. 9).

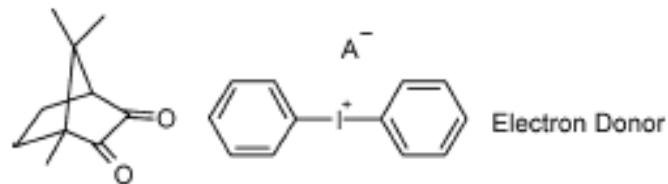


Fig. 9. Sistema de fotoiniciación para la polimerización catiónica (Weinmann et al., 2005).

La polimerización catiónica empieza con el proceso de iniciación de un catión ácido, el cual abre el anillo de oxirano generando un nuevo centro ácido, un carbocatión, llamado así por poseer una carga positiva sobre un átomo de carbono. Los carbocationes son sumamente inestables, porque el átomo de carbono sólo posee 6 electrones en su capa externa, o sea dos electrones menos de los que todo átomo de carbono posee en su capa externa. Por lo tanto un carbocatión hará todo lo posible para ganar esos dos electrones que faltan. El carbocatión encuentra un par de electrones en el doble enlace de la molécula monomérica más cercana. Entonces el carbocatión toma esos electrones y al hacerlo, establece un enlace simple con la molécula de monómero. Esto también genera otro carbocatión, que a su vez puede reaccionar con otro monómero, luego con otro y así sucesivamente formando una cadena, o en el caso de dos o más monómeros multifuncionales se forma una red (Weinmann et al., 2005). (Figs. 10 y 11).

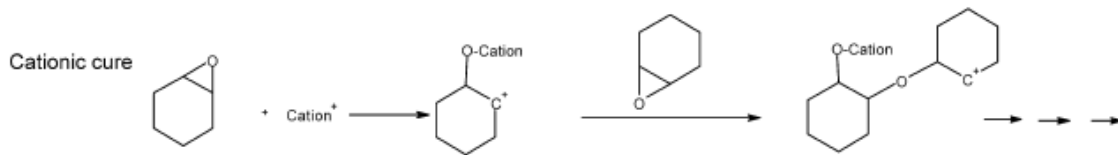


Fig. 10. Sistema de polimerización catiónica de apertura de anillo de los siloranos (Weinmann et al., 2005).

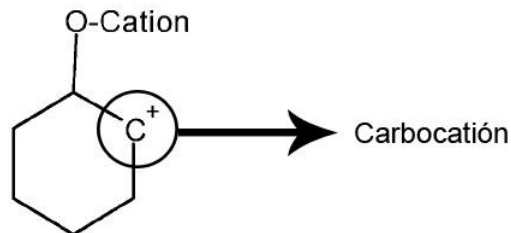


Fig. 11. Carbocatión que permite la unión entre monómeros del Silorano mediante apertura de anillos (Weinmann et al., 2005).

En el caso de las resinas compuestas en base a metacrilatos, la polimerización es realizada por un sistema de dos componentes: una canforquinona la cual actúa como fotoiniciador y una amina terciaria responsable de las reacciones de transferencias de hidrógeno. Este sistema se descompone inmediatamente por la exposición a la luz con una longitud de onda entre 430 y 490 nm generando un estado excitado del sistema fotosensible que le hace interactuar con la amina y formar los radicales libres que inician la polimerización.

El proceso de fotopolimerización se activa cuando una di-cetona fotosensible como la carfonquina absorbe luz y forma un complejo en estado excitado con una amina donante de electrones. Mientras se encuentra este complejo activado, la canforquina extrae un átomo de hidrogeno del grupo amina, por lo tanto el complejo se descompone en la amina y radicales libres; estos últimos son rápidamente inactivados.

Por lo tanto, la mayor diferencia entre el proceso de polimerización de ambos tipos de resinas compuestas anteriormente descritas, es que los metacrilatos son polimerizados mediante intermediarios de radicales libres, en cambio los oxiranos polimerizan vía intermediarios catiónicos. (Fig. 12).

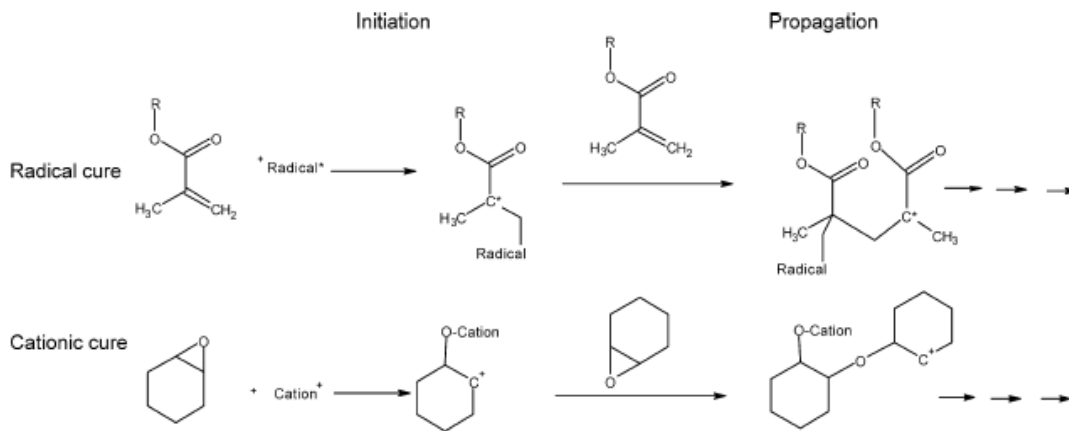


Fig. 12. Comparación entre la polimerización por radicales libres en los metacrilatos y la polimerización catiónica de apertura de anillos en los epóxidos. (Weinmann et al., 2005)

2.3 Relleno inorgánico

El cambio químico desde los metacrilatos a los siloranos requirió una capa superficial adaptada de las partículas del relleno. La nueva química de la silanización sólo tiene éxito si el proceso de recubrimiento se realiza perfectamente. En adición a la clásica tarea de la capa de silano en las resinas compuestas en base a metacrilato (hidrofobidad de la superficie de relleno y unión entre el relleno y la matriz orgánica), la capa de silano en las resinas compuestas en base a silorano tiene por función además proteger a la matriz orgánica de sitios reactivos del relleno con el fin de evitar una polimerización prematura (Fig. 13).

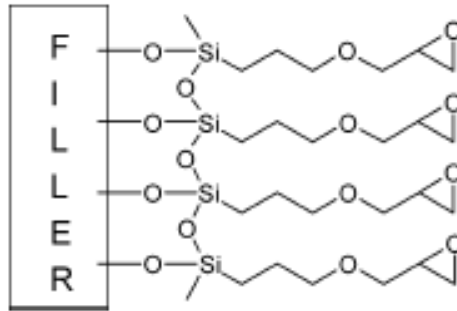


Fig. 13. Capa de silano para la resina de silorano. (Weinmann et al., 2005)

La resina compuesta en base a silorano es rellena con una combinación de partículas de cuarzo fino y fluoruro de itrio radiopaco correspondiendo a un 76% de relleno inorgánico. Desde el punto de vista de tamaño de la partícula, se clasifica como una resina microhíbrida con partículas de un promedio de 0.47 micrones (Weinmann et al., 2005) (Gráfico 1).

La superficie de cuarzo es modificada con una capa de silano que fue adaptada específicamente a la tecnología silorano con el fin de proporcionar la interfaz de relleno apropiada a la resina. La capa de silano es modificada con una funcionalidad epóxica y es insertada por un proceso de silanización siendo muy similar al usado por las resinas en base a metacrilato. Como ya se ha visto en los metacrilatos, la capa de silano incrementa el carácter hidrofóbico de la superficie del relleno. Al mismo tiempo, la capa de silano actúa como interfase entre el relleno y la resina facilitando el refuerzo de la resina con las partículas endurecidas del relleno. Una función muy importante de la capa de silano en la tecnología de los Siloranos es prevenir el ataque ácido de los grupos Si-OH del cuarzo, que potencialmente podrían resultar en una iniciación catiónica indeseada del proceso de polimerización (Weinmann et al., 2005).

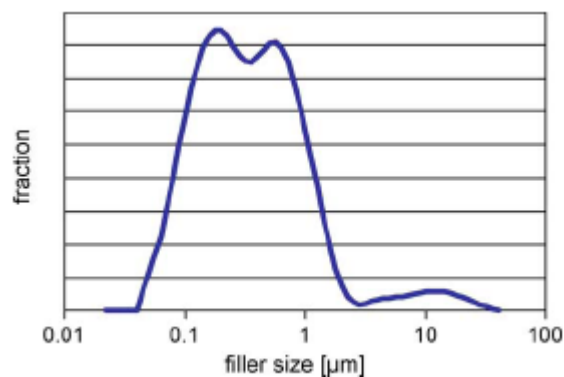


Gráfico 1. Distribución del relleno en las resinas compuestas en base a silorano (Weinmann et al., 2005)

Según un estudio realizado por el Dr. Rainer Guggenberger y el Dr. Wolfgang Weinmann, pioneros en la tecnología de los siloranos quienes realizaron mediciones con el método ACTA-linometer, se comparó la contracción volumétrica de distintas resinas compuestas tradicionales de varias marcas comerciales con la contracción volumétrica del 0.1% obtenida para la amalgama. Se obtuvo que los rangos de contracción de polimerización van del orden del 2 al 3%, siendo el que presenta la menor contracción Visio Molar (1.5%) lo que se debe a su alta carga de relleno (Guggenberger y Weinmann, 2000).

2.4 Contracción de polimerización

Los siloranos al tener una polimerización que incluye la apertura de anillos de oxirano, el cual es un monómero cíclico, permite la unión con otros monómeros que en teoría generaría un proceso que se traduce en una menor contracción de polimerización (Fig. 14). Es diferente en el caso de los metacrilatos que tiene monómeros lineales los cuales al unirse generarían contracción mayor a la de los monómeros cíclicos (Fig. 15).

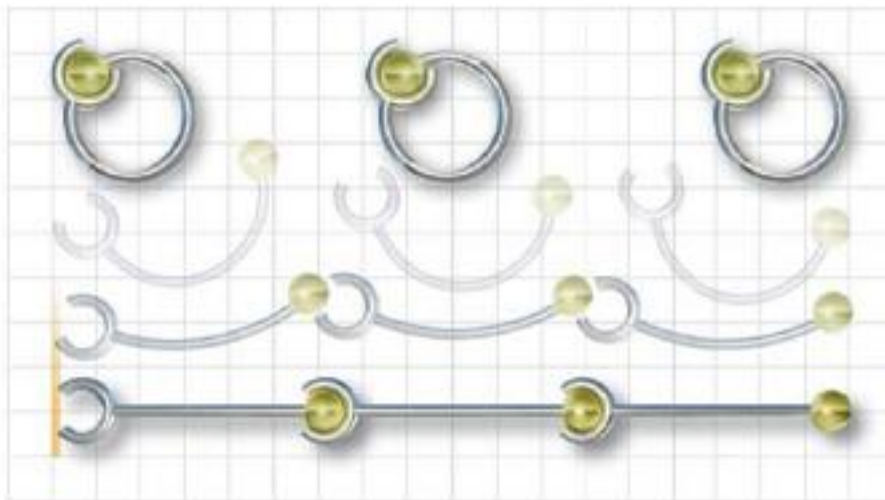


Fig. 14. Esquema de Monómeros cíclicos: Silorano y la contracción que se genera (Gentileza Dr. Wolfgang Weinmann).

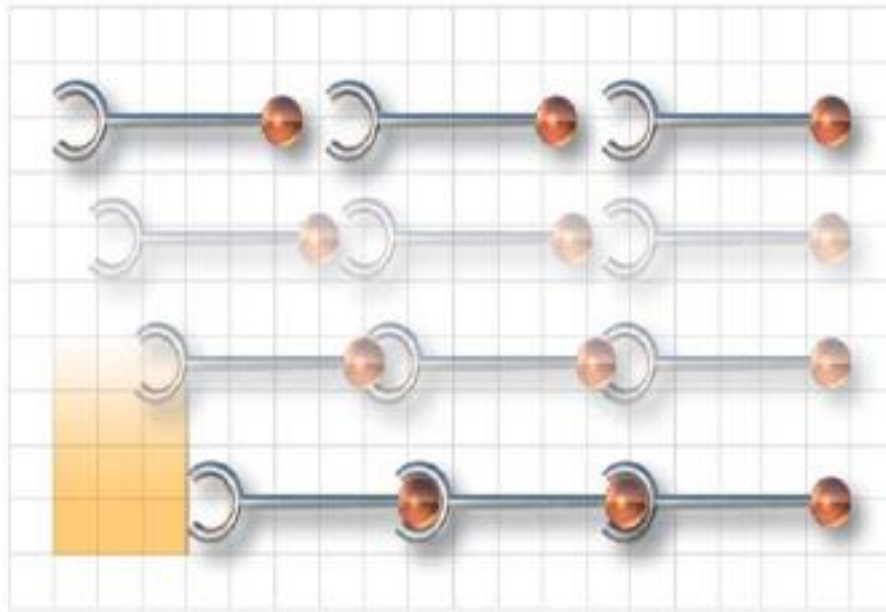


Fig. 15. Esquema de Monómeros lineales: Metacrilato y la contracción que se genera (Gentileza Dr. Wolfgang Weinmann).

Debido a que la contracción de polimerización de las resinas convencionales representa un inconveniente para su comportamiento clínico, la nueva tecnología en base a silorano se ha enfocado a solucionar este problema. A pesar de ser un producto reciente, varias investigaciones han puesto interés en cuantificar los valores de contracción de polimerización de este tipo de composites, así como también en compararlos con las resinas en base a metacrilato.

En el año 2004, Ernst et al. midieron la tensión generada durante la contracción de polimerización de varias resinas compuestas, entre ellas, tres resinas experimentales de baja contracción en base a silorano y oxirano (Ernst et al., 2004). (Tabla I).

Material	Tipo de resina	Manufacturera
Tetric Ceram	Híbrida convencional	Vivadent
Esthet X	Híbrida convencional	Dentsply
Filtek Z250	Híbrida convencional	3M ESPE
Clearfil AP-X	Híbrida convencional	Kuraray
Prodigy	Híbrida condensable convencional	Kerr
Filtek P60	Híbrida condensable convencional	3M ESPE
Surefil	Híbrida condensable convencional	3M ESPE
Clearfil Photo Posterior	Híbrida condensable convencional	Kuraray
Solitaire 2	Híbrida condensable convencional	Heraeus Kulzer
In Ten-S	Híbrida de baja contracción	Vivadent
K 112	Híbrida experimental de baja contracción con alto relleno	Dentsply
K 051	Híbrida experimental de baja contracción con pocos solventes reactivos	Dentsply
CompoX	Silorano experimental de baja contracción	3M ESPE
Hermes	Silorano experimental de baja contracción	3M ESPE
Pluto	Oxirano experimental de baja contracción	3M ESPE

Tabla I. Materiales usados en la determinación del estrés de contracción mediante métodos fotoelásticos. (Ernst et al., 2004).

Los resultados de este estudio demuestran que los valores más bajos de estrés de contracción corresponden a las resinas experimentales en base a silorano, destacando el Hermes con 2Mpa (Gráfico 2).

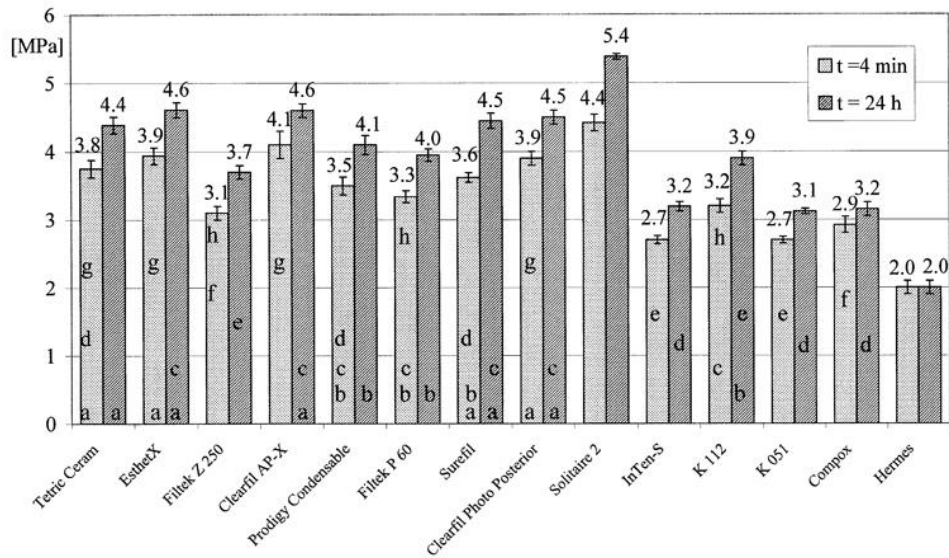


Grafico 2. Resultados de la determinación de estrés de contracción de varias resinas compuestas. (Ernst et al., 2004).

Weinmann et al. en el año 2005 midieron la contracción de la resina compuesta en base a silorano y de otras resinas convencionales mediante 2 métodos: el método "Archimedes" y el método "Bonded Disk". Ambos métodos miden los cambios dimensionales producidos en la polimerización. (Weinmann et al., 2005).

La contracción volumétrica del compuesto de Silorano fue determinada a 0.94 % (Bonded Disk) y a 0.99 % (Archimedes) y es claramente el valor más bajo observado para los materiales investigados (Gráfico 3).

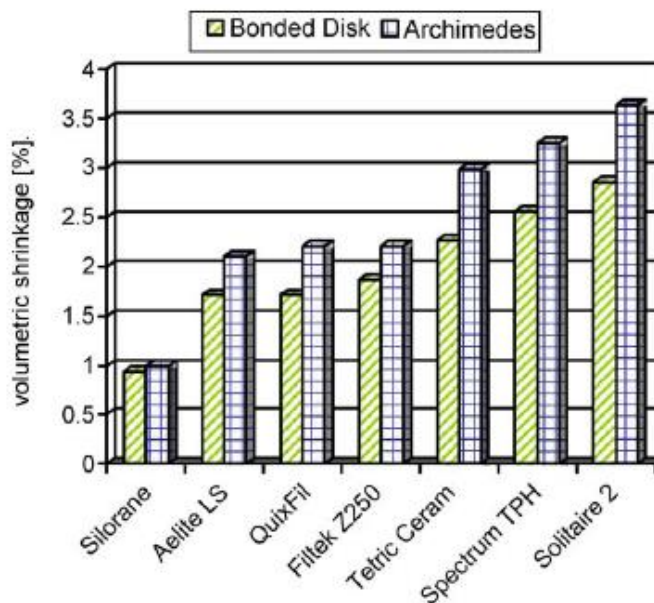


Grafico 3. Valores de contracción de Silorano y de resinas compuestas en base a metacrilatos, determinadas mediante método “Bonded Disk” y “Archimedes”. (Weimann et al., 2005)

Otra investigación del mismo año guiada por Asmussen et al. comparó un composite experimental en base a Silorano denominado HERMES de 3M ESPE, con 4 composites en base a metacrilato de distintas marcas comerciales (Tabla II).

Resina compuesta	Manufacturera
Hermes	3M ESPE
Tetric EvoCeram	Ivoclar Vivadent
QuixFil	Dentsply DeTrey
Premise	sds Kerr
Prodigy Condensable	sds Kerr

Tabla II. Lista de las resinas compuestas usadas en la investigación (Asmussen y Peutzfeldt, 2005).

El estudio indicó que el silorano tiene una contracción menor que las resinas compuestas en base a metacrilato con las cuales se comparó, bordeando cifras del 1% de contracción de polimerización al ser sometido a una exposición de luz de 450mW/cm² (lámpara XL3000, 3M ESPE, USA) por 20 y 40 segundos. En el caso de los metacrilatos se expusieron a la luz sólo por 20 segundos (tiempo de polimerización conocida) y los cambios dimensionales fueron determinados a los 120 segundos y a los 60 minutos.

Se desprende además del estudio que no hay una diferencia significativa en la contracción de polimerización del composite Hermes con una exposición a la luz de 20 y de 40 segundos, lo que indica que una exposición de 20 segundos sería suficiente para otorgar un curado óptimo en este tipo de resinas (Asmussen y Peutzfeldt, 2005).

Composite	C a 60s	C a 60 min
Hermes (20 s)	a0.78 ± 0.07	a1.01 ± 0.07
Hermes (40 s)	a0.76 ± 0.03	a1.05 ± 0.04
EvoCeram	b1.05 ± 0.03	b1.36 ± 0.05
QuixFil	c1.23 ± 0.03	c1.58 ± 0.04
Premise	d1.35 ± 0.06	c1.59 ± 0.12
Prodigy C	e1.97 ± 0.09	d2.33 ± 0.10

Tabla III. Contracción de polimerización C(%) de los composites investigados a los 60 segundos y 60 minutos.
Valores Promedios ± DS (Asmussen y Peutzfeldt, 2005).

Como conclusión, según lo visto en la literatura, la resina compuesta en base a silorano tiene una significativa baja contracción de polimerización en comparación con las resinas compuestas en base a metacrilato, lo que pudiera indicar que el sistema de apertura de anillo sería lo que generaría una contracción relativamente pequeña.

2.5 Estabilidad a la luz y propiedades físicas

Se demostró que los siloranos tienen una alta estabilidad a la luz, lo que puede ser explicado por el sistema de iniciación ternaria que presentan, en la que es necesario la generación de especies activas para el proceso de iniciación. Antes que la polimerización empiece, se requieren 2 reacciones con 2 intermediarios. Para estas reacciones previas se necesitan 3 componentes: canforquinona, sal yodonio y electron dador. Por lo tanto, es posible obtener simultáneamente un balance entre estabilidad a la luz ambiental y alta reactividad, a diferencia de lo que ocurre en los composites en base a metacrilato que poseen sólo 2 componentes en su sistema iniciador. (Weimann et al., 2005)

Ademas se estudiaron las propiedades físicas de los siloranos en comparación con resinas compuestas en base a metacrilado como muestra la tabla IV. Los datos revelan que los productos Filtek (3M) exhiben las propiedades mecánicas más altas, mientras que silorano con sistema catiónico de apertura de anillo tiene propiedades físicas comparables con Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent) o Spectrum TPH (Dentsply) (Weimann et al., 2005).

Estos datos concuerdan con las investigación hecha por Ilie (Ilie y Hickel, 2006), donde se demostró que los siloranos presentan un bajo modulo elástico y mayor resistencia al “creep” que el composite en base a metacrilato Tetric EvoCeram.

Estabilidad a la luz ambiental y propiedades físicas de silorano y metacrilatos					
	Silorano	Filtek Z250	Filtek P60	Tetric Ceram	Spectrum TPH
Estabilidad en la luz ambiental (s)	640	55	50	90	40
Fuerza compresiva (MPa)	365 (19) ^a	430 (31) ^b	394 (46) ^{ab}	352 (55) ^a	383 (18) ^a
Fuerza flexural (MPa)	120 (12) ^c	166 (28) ^d	144 (23) ^{cd}	125 (14) ^c	139 (14) ^{cd}
Mod. Elástico (GPa)	10.2 (0.1) ^f	13.1 (0.1) ^h	11.8(1.0) ^{gh}	8.9 (0.2) ^e	10.6 (0.5) ^{fg}

Tabla IV. Estabilidad a la luz ambiental y propiedades físicas de silorano y metacrilatos (Weimann et al., 2005)

Con el fin de investigar las propiedades mecánicas de las resinas en base a silorano después de ser mantenidas en distintas soluciones acuosas, Nicoleta Ilie y Reinhard Hickel en el presente año, compararon varias resinas en base a metacrilato con la resina comercial Filtek Silorane (3M ESPE) (Ilie, 2009).

Se determinó que los composites basados en silorano tienen menor absorción de agua, menor solubilidad y menor coeficiente de difusión que las resinas convencionales utilizadas en el estudio.

Además se demostró que la resina en base a silorano tiene buenas propiedades mecánicas in vitro, comparables a los resultados clínicos de los metacrilatos. Además mostró tener estabilidad mecánica después de ser sometido a varios solventes como agua, saliva y alcohol.

2.6 Sistema adhesivo

Un cambio fundamental, es que utilizar las resinas en base a silorano se necesita de un adhesivo que tenga compatibilidad química con este material restaurador, por lo que fue necesario cambiar la composición del adhesivo en base a Bis-Gma por otro a base de oxiranos y siloxanos (Tabla V).

Esta modificación química dio como resultado un sistema adhesivo autograbante de dos pasos, cuya aplicación no difiere bastante de los sistemas adhesivos autograbantes tradicionales.

Los sistemas adhesivos autograbantes no requieren del paso previo de acondicionamiento de la superficie ni de lavado, por lo tanto hacen que sean aceptados debido a la disminución del tiempo clínico y sensibilidad de la técnica. El barro dentinario no es removido y es ocupado como parte del sustrato para formar la capa integrada y formación de tags de resina. Esta mantención del barro dentinario se asocia a una disminución de la sensibilidad post-operatoria.

A pesar de estas ventajas, algunos autores han establecido que debido a la composición de estos sistemas autograbantes, el pH de los primers acídicos es más alto que el pH del ácido fosfórico utilizado en los sistemas de grabado total. Esto se traduce en una menor profundidad de grabado del esmalte dentario lo que pudiera afectar la adhesión a este sustrato (Rosales-Leal, 2007).

El sistema adhesivo autograbante específico para resinas compuestas en base a silorano es de dos pasos, es decir, en el primer paso se aplica el primer autograbante sobre el barro dentinario que cubre la dentina. Este tiene la suficiente acidez para grabar más allá del barro dentinario sin remover todos los "*smear plugs*" o dentina peritubular. Además desmineraliza dentina intertubular a una profundidad de 1-1.5 nm. Luego que el solvente se evapora, el primer hidrofílico se fotopolimeriza. El primer está diseñado para sellar la húmeda e hidrofílica superficie de colágeno de la dentina y convertirla en una superficie seca e hidrofóbica para poder unirla con el adhesivo de silorano (Sauro et al., 2008). El segundo paso es la aplicación del adhesivo propiamente tal, el cual es fotopolimerizado según las indicaciones del fabricante.

Composición Química	Tipo de adhesivo	Valor de pH
Primer Autograbante Metacrilatos fosforilados Copolimero de VitrebondMR BisGMA HEMA Agua Etanol Relleno de sílica silanizado Iniciadores Estabilizadores Sistema Adhesivo Dimetacrilato hidrofóbico Metacrilatos fosforilados TEGDMA Relleno de sílica silanizado Iniciadores Estabilizadores	Primer y adhesivo autograbante. Dos pasos	~ 2.7

Tabla V. Composición química, tipo de adhesivo y valor de pH del sistema adhesivo de los siloranos (Sauro et al., 2008).

Actualmente existe escasa evidencia sobre el funcionamiento de los adhesivos de siloranos tanto in vitro como clínico. El gráfico 4 muestra un estudio realizado por 3M ESPE en año 2007 respecto del ajuste marginal antes y después de una masticación simulada de distintos composites/adhesivos los cuales fueron comparados con el silorano y su sistema adhesivo. (3M ESPE, 2007)

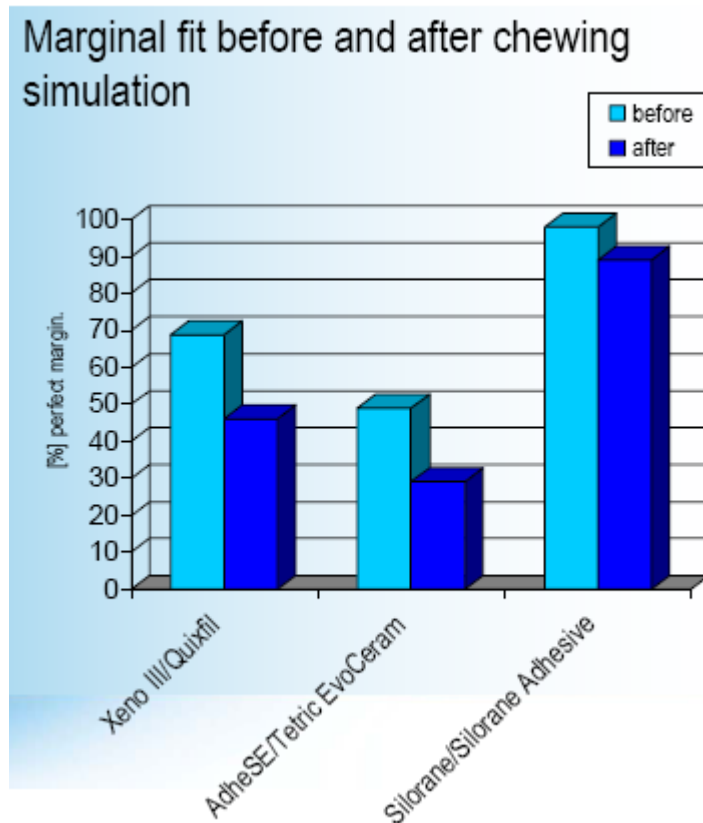


Gráfico 4. Ajuste marginal antes y después de masticación simulada (Gentileza Dr. Wolfgang Weinmann, 3M ESPE).

Los resultados muestran que el silorano con su adhesivo presentan márgenes casi 100% perfectos.

En el año del 2008 se publicó una investigación en la que se comparaba la microinfiltración de distintos tipos de sistemas adhesivos, tanto autograbantes como de grabado total, con técnica de doble tinción y con microscopia electrónica confocal. Se mostró que el adhesivo en base a silorano, acorde a su naturaleza hidrofóbica, junto con el adhesivo convencional marca Optibond FL (Kerr) presentaban una capa de adhesivo sin microinfiltración ni presencia de “*water trees*”(ramificaciones con forma de rama de árbol), las cuales se asocian a absorción de agua (Sauro et al., 2008).

Por otro lado los investigadores Santini y Mislenic compararon la capa híbrida formada por diferentes adhesivos (tanto autograbantes como de grabado total), con sistema adhesivo en base a silorano. Se demostró mediante microscopía electrónica de barrido y confocal que la capa híbrida de los adhesivos de silorano es más delgada que los en base a metacrilato analizados en el estudio (Santini y Mislenic, 2008). Sin embargo no se estudió si esto influye en su fuerza adhesiva, por lo que aún faltan estudios para comprender de mejor forma las características de este tipo de adhesivo.

2.7 Técnica de aplicación

La técnica de aplicación de las resinas compuestas en base a silorano no difiere mayormente de las resinas tradicionales en base a metacrilato. Este material está indicado sólo en el sector posterior y para cavidades clase I y II. Actualmente su marca comercial Filtek P90 Silorane (3M ESPE) viene en un kit con colores radiopacos disponibles en A3, A2, B2 y C2, tanto en jeringas como cápsulas monodosis. Como se nombró anteriormente necesita de un sistema adhesivo especial el cual se debe aplicar previamente para luego recubrir con el material restaurador en base a silorano.

Un punto importante a considerar es que debido a la naturaleza de este nuevo material no presenta inhibición por oxígeno por lo que no está recomendado la unión de distintas capas luego de su polimerización, (3M ESPE, 2007) debido a que disminuye las propiedades mecánicas del material, esto a diferencia de los metacrilato en las que se puede ir agregando material una vez que es polimerizado ((Tezvergil-Mutluay et al., 2008). Sin embargo se puede trabajar sobre bases en base a ionómero de vidrio (3M ESPE, 2007).

2.8 Biocompatibilidad y estabilidad en medios acuosos

La actividad mutagénica de varios oxiranos y siloranos recientemente sintetizados fue estimada de mamíferos por primera vez en un estudio de H. Schweilk et al en el año 2004. Los resultados indicaron que los oxiranos son sustancias clastogénicas que inducen mutaciones cromosómicas in vitro. Las moléculas de silorano fueron menos activas que los oxiranos y no indujeron ningún tipo de mutación. De estos datos se desprende que el potencial mutagénico de varios siloranos probados es mucho más bajo que el de los oxiranos. (Schweikl et al., 2004).

Otra propiedad de suma importancia en materiales de restauración es su estabilidad en medios acuosos. Se ha determinado que los compuestos que contienen grupos oxirano sin la presencia de siloxano, se caracterizan por ser reactivos en medios acuosos, lo cual podría impartir inestabilidad al compuesto. Algunos oxiranos también han mostrado ser susceptibles a la hidrólisis por enzimas y pH ácido (Eick et al., 2005).

Para demostrar la estabilidad en medios acuosos, resinas en base a silorano fueron expuestas a una solución acuosa que contenía esterasas hepáticas de cerdos e hidrolasas epóxicas a un pH de 7.4 y de 1.4. Al mismo tiempo se monitoreó la estabilidad de grupos oxiranos en las mismas condiciones (Eick et al., 2005).

La funcionalidad del oxirano contenido en el silorano fue estable en todos los líquidos biológicos acuosos de prueba. Esto puede ser debido a la carencia de la

solubilidad de los siloxanos. En contraste, las funcionalidades del oxirano (no unido a siloxano) fueron susceptibles a la hidrólisis en la presencia del ácido y de las enzimas. La estabilidad y la insolubilidad de siloranos en las soluciones acuosas que contienen hidrolasa epóxica, esterasas hepáticas o HCl diluido realza su potencial como monómeros, transformándolos en buenos candidatos del para el uso en materiales composites (Eick et al., 2005).

2.9 Estabilidad del color y brillo.

Una propiedad importante en los materiales restauradores estéticos es la estabilidad de color y duración del brillo en el tiempo.

Se define como brillo a la capacidad de reflejar la luz del material, lo que está íntimamente unido a la suavidad de la restauración. A pesar de ser una propiedad óptica bastante subjetiva, existen formas de cuantificarla.

El contenido de relleno juega un rol importante en el brillo y capacidad de pulido de la restauración. A mayor tamaño de la partícula de relleno, menores propiedades estéticas y de pulido para un perfecto brillo. Esto, además de disminuir las propiedades estéticas del material, favorece la acumulación de biofilm, provocando incluso desmineralización del esmalte adyacente.

Furuse en el año 2008 comparó la estabilidad del color y brillo de varios composites, entre ellos los siloranos (Furuse, 2008). Sometió restauraciones a un envejecimiento acelerado in vitro, cuantificando los cambios mediante medidores de la capacidad de reflejar la luz y a comparaciones de color con instrumentos especializados.

En todos los materiales analizados se encontró una relación directa entre el cambio de color y el tiempo de envejecimiento, es decir, todos los materiales experimentaron cambios en sus propiedades colorimétricas. Se produce un oscurecimiento de la restauración que va desde la gama de los amarillos a los verdes en la escala de color. Sin embargo, el Silorano mostró la menor variación.

Con respecto al brillo de las restauraciones, el Silorano mostró el máximo brillo junto con el Tetric EvoCeram.

Por lo tanto, se desprende de este estudio que las resinas en base a silorano tienen mayor estabilidad del color y brillo que las resinas en base a metacrilato bajo condiciones de envejecimiento.

2.10 Adhesión de bacterias en la superficie de la restauración.

Debido a que la cavidad oral es un medio con gran colonización bacteriana, La susceptibilidad de adhesión bacteriana a la superficie del material de restauración es clave para su duración.

Un estudio dirigido por Buegers en el año 2008, comparó la capacidad de adhesión bacteriana en composites convencionales y en composites en base a silorano. Las bacterias formadoras de película adquirida temprana estudiadas fueron *Streptococcus mutans*, *Streptococcus sanguis*, *Streptococcus oralis* y *Streptococcus gordonii*. Mediante la utilización de un colorante fluorescente se observó la capacidad colonizadora de las bacterias en la superficie de la restauración. Se contrastaron los valores obtenidos con el grupo control (material de vidrio) el cual tiene poca capacidad de adhesión. (Buegers, 2008)

La resina en base a silorano, mostró los valores más bajos de colonización bacteriana en los cuatro grupos de bacterias medida en el grado de fluorescencia encontrado. (Grafico 5)

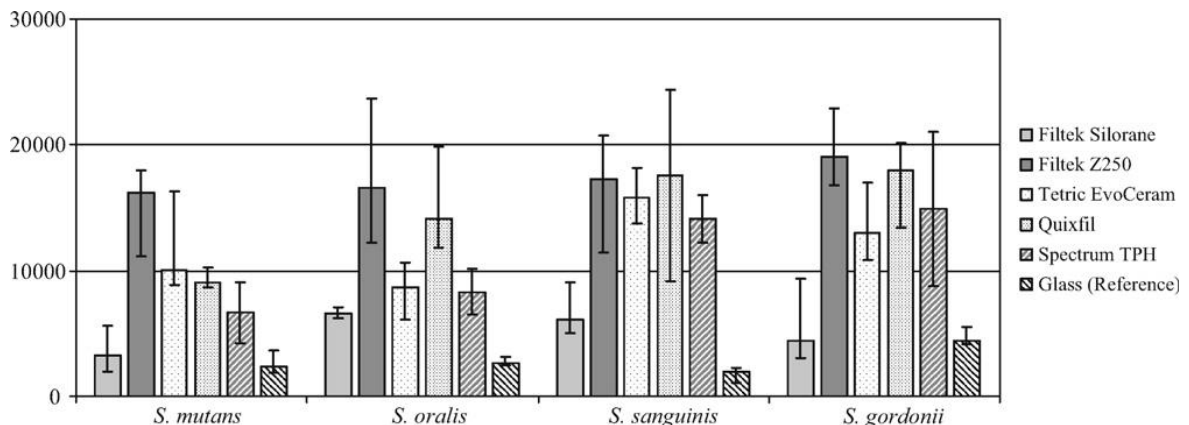


Grafico 5. Intensidad relativa de la fluorescencia (no unidades) de cinco resinas compuestas y el grupo control (Buegers, 2008).

2.11 Microinfiltración

Se comparó la microfiltración de una resina experimental en base a silorano llamada Hermes (3M ESPE), con la de un composite de nanorelleno (Filtek Supreme) y la de un composite Híbrido (Tetric Ceram) en cavidades clase I, utilizando un método de penetración con tinte de azul de metileno. Esto con la hipótesis de evaluar si los materiales de composites con mayor contracción de polimerización tienen peor

desempeño clínico (Yamazaki et al., 2006).

Todos los sistemas restauradores presentaron microinfiltración, independiente de la técnica de obturación y las cargas mecánicas de ciclado, sin embargo, la técnica incremental redujo significativamente la microinfiltración comparada con la técnica en bloque, independiente al material restaurador utilizado. La carga afecta significativamente las restauraciones con técnicas incrementales, excepto en el sistema Hermes (Yamazaki et al., 2006) (Tabla V).

Materiales	Técnica de inserción	Sin carga		con carga	
		Promedio	Rango Promedio	Promedio	Rango Promedio
Sistema Hermes	Bloque	1,75	77,30 ^{b,c}	1	58,75 ^{a,b}
	Incremental	1	38,05 ^a	1	29,75 ^a
Single Bond/Supreme	Bloque	2	75,60 ^{b,c}	2,5	90,20 ^c
	Incremental	1	30,40 ^a	1,25	71,60 ^{b,c}
AdheSE/Tetric Ceram	Bloque	1	71,60 ^{b,c}	1,5	74,30 ^{b,c}
	Incremental	1	42,45 ^a	1	66,00 ^{b,c}

Tabla V. Valores promedios de infiltración y rangos promedio de los grupos testeados (Yamazaki et al., 2006).

Como conclusión se determinó que ningún sistema restaurador ni las técnicas de obturación probadas previenen totalmente la microinfiltración (Yamazaki et al., 2006).

Sin embargo, cuando se utilizó Hermes, las cargas mecánicas por ciclado no afectaron significativamente la microinfiltración, independientemente de la técnica de obturación. Además el sistema de baja contracción Hermes, tiene significativamente menor microinfiltración después de las cargas mecánicas por ciclado comparado con los sistemas Single Bond/Supreme y AdheSE/Tetric Ceram, especialmente cuando los materiales fueron utilizados con técnicas incrementales (Yamazaki, 2006).

2.12 Estudios clínicos.

Los siloranos son materiales muy recientes por lo que aún no hay estudios clínicos en publicaciones científicas. Sin embargo en la IADR 2007 se presentó un estudio clínico de los siloranos, llamado "Un año de "seguimiento" de un innovador

composite en base a silorano para dientes posteriores” realizado por Brandenbus et al., de la Universidad de Johannes Gutenberg, Mainz, Alemania, bajo el auspicio de 3M ESPE. Este estudio tuvo como objetivo evaluar el comportamiento clínico de un silorano experimental de restauración (Hermes/3M ESPE), en comparación a otra resina de restauración para dientes posteriores (QuiXfi/ DENTSPLY). (Chan y Browning, 2004)

Para ello 46 pacientes recibieron por lo menos un par de restauraciones clase II comparables. (total: 102 restauraciones). Las cavidades fueron asignadas al azar para los dos materiales restauradores. No se aplicaron bases ni liners. El adhesivo Xeno III fue usado junto con Qui X fil, mientras que el Hermes fue usado con un adhesivo de tipo mixto, Hermes bond. Se fotopolimerizó de forma incremental por 20 segundos (Elipar Free Light 2, 3M, ESPE), independiente del tipo de material usado. Después de un año, todas las restauraciones (100%) fueron sometidas a evaluación. (Chan y Browning, 2004)

Como conclusión después de un año, todas las restauraciones se han conservado y mostraron resultados excelentes y aceptables. Todos los rellenos de Filtek silorano en combinación con un sistema adhesivo experimental para silorano (Hermes bond) mostraron excelentes y aceptables.

Debido a que esta nueva tecnología en base a silorano es reciente, se hace necesario seguir investigando acerca de su comportamiento. A pesar de que existen estudios in vitro, no hay evidencia clínica suficiente in vivo, lo cual es una limitante al momento de tomar decisiones.

HIPOTESIS

No hay diferencias en el grado de microinfiltración de restauraciones de resina compuestas de baja contracción en base a silorano comparadas con restauraciones de resinas compuestas en base a metacrilato.

OBJETIVOS

General:

- Comparar *in vitro* la microinfiltración producida en restauraciones de resina compuesta de baja contracción en base a silorano v/s resina en base a metacrilato, mediante lupa estereoscópica.

Específicos:

- Determinar el grado de microinfiltración marginal en dentina de restauraciones de resina compuesta de baja contracción en base a silorano.
- Determinar el grado de microinfiltración marginal en dentina de restauraciones de resina compuesta en base a metacrilato.
- Analizar comparativamente los resultados obtenidos de los grupos en estudio.

MATERIALES Y METODO

Este trabajo se realizó en las dependencias de la Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso.

El cálculo de la muestra se realizó mediante el uso de la media y desviación estándar de un estudio realizado por Palin et al. en el 2004 llamado "*In vitro cuspal deflection and microleakage of premolars restored with novel low-shrink dental composites*" (Palin et al., 2004), en el que se estudió la microinfiltración que incluyó una resina compuesta en base al silorano experimental llamado H1 (3M ESPE) y una resina compuesta en base a metacrilato Z250 (3M ESPE).

Según los rangos de microinfiltración en el margen gingival del grupo control (Z250) y grupo experimental (H1) para 10 muestras (Palin, 2004) las medias y desviaciones estándar del estudio fueron las siguientes:

1.- Composite Z250

Media microinfiltración Z250: 2.4
Desviación Estándar: 0.699

2.- Composite H1

Media microinfiltración H1: 1.6
Desviación Estándar: 0.699

Fórmula de cálculo de la muestra: $n = \left[\frac{(z\alpha + z\beta) s}{d} \right]^2$

media control	2,4		
media experimental	1,6		
s =	0,699		
(≠ de medias) d =	0,8		
Confianza		95%	99%
Error α		0.05	0.01
zα =		1,96	2,576
Error β		0.05	0.05
zβ =		1,645	1,645
potencia =		95%	95%
% pérdidas =	20		
Tamaño de la muestra por cada grupo n =		15	17

Tabla VI. Cálculo de la muestra

Según el cálculo anterior se determinó analizar 17 unidades (Tabla VI) ya que se tendría menos error de rechazar la hipótesis nula equivocadamente lo que sería suficiente para respaldar los resultados.

El estudio se diseñó como analítico experimental in vitro en el cual se utilizaron 17 dientes humanos correspondientes a molares, cuya extracción fue debido a enfermedad periodontal o indicación ortodóncica. Esta etapa se realizó en las dependencias de la facultad de Valparaíso tanto en Pabellón de cirugía como en las actividades clínicas de cirugía perteneciente a cuarto y a quinto año de odontología. Los dientes se almacenaron inmediatamente realizada la extracción en solución de suero fisiológico en un recipiente debidamente rotulado y hermético para mantener su hidratación hasta que fueron utilizados en la etapa experimental.

Variables a examinar

1. Grado de microinfiltración.

Criterios de inclusión

1. Molares definitivos íntegros sin caries ni obturaciones.
2. Dientes obtenidos dentro del tiempo de recolección.

Criterios de exclusión

1. Dientes no íntegros, con caries y/o obturaciones.

Previa a la etapa experimental los dientes fueron limpiados con curetas estandarizadas para el retiro de restos de ligamento periodontal, además de realizar una profilaxis con suspensión de piedra pómez fina en agua aplicada con escobilla de copa dura.

Se prepararon los especímenes sellándolos apicalmente con cianocrilato (Super Bonder®, Loctite, Henkel Chile) y sus porciones radiculares cubiertas por 3 capas de esmalte de uñas (Colorama®, New York). Posterior a esto, los dientes fueron montados en tubos de PVC de 20 mm de diámetro y 20 mm de alto en cuyo interior se puso yeso piedra, dejando sobre el yeso aproximadamente 2 mm de la porción del diente bajo la línea amelocementaria.

Luego se realizaron en cada diente, dos cavidades clase II, una por mesial y otra por distal. Dichas cavidades fueron realizadas con piedra de diamante cilíndrica punta plana (Nº 3100 marca Microdont, Brasil) a alta velocidad con flujo de agua. La cavidad a formar fue de 5mm de largo, 4 de ancho y 1,5 mm de profundidad (Fig. 16). Estas mediciones se realizaron mediante sonda periodontal estandarizada y una matriz transparente plástica en cuyo interior presentaba un espacio rectangular correspondiente al área perimetral de la cavidad (4 mm de ancho x 5 mm de alto) que

se ubicó inicialmente como guía sobre la zona proximal del diente para marcar su perímetro. Debido al alto de la cavidad (5 mm) el margen gingival se ubicó generalmente en la línea amelo cementaria o cercana a ella para asegurar la predominancia del piso gingival en dentina. El borde cavo fue preparado en 90°.

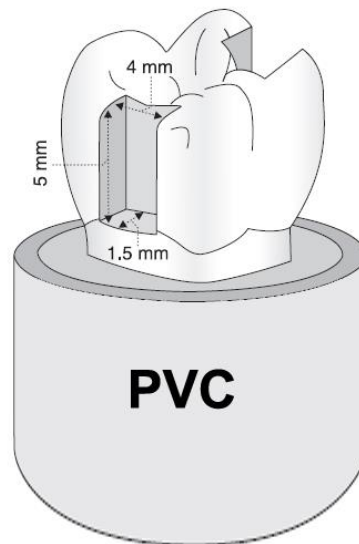


Figura 16. Representación esquemática de las cavidades OM y OD (Clase II) preparadas en los dientes montados en PVC.

Toda la preparación cavitaria fue realizada por un mismo operador.

Luego de la preparación cavitaria los dientes se mantuvieron sumergidos en agua destilada a temperatura ambiente por 24 horas hasta su restauración.

En una siguiente etapa se procedió a la restauración de las cavidades. Se seleccionaron arbitrariamente 17 cavidades de dientes distintos para la aplicación del sistema adhesivo autograbante (botella de primer autograbante + botella de adhesivo) en base a silorano, marca comercial System adhesive P90 (3M ESPE) según indicaciones del fabricante, fotopolimerizando con lámpara LED modelo Starlight Pro (Mectron, Italia) a una distancia aproximada de 2 mm. Posteriormente, se aplicó en la misma cavidad una resina microhíbrida en base a silorano, marca comercial Filtek™ P90 Silorane color A3 (3M ESPE) mediante técnica incremental oblicua, comenzando con 1 mm de espesor ubicado en el piso gingival, fotopolimerizando con lámpara lámpara LED modelo Starlight Pro (Mectron, Italia) según indicaciones del fabricante a una distancia de 2 mm. Luego se procedió a la ubicación de capas oblicuas incrementales de 2 mm espesor fotopolimerizando en cada incremento para terminar en oclusal con un incremento final horizontal.

Las 17 cavidades restantes fueron preparadas mediante uso de adhesivo autograbante en base a metacrilato marca comercial Adper™ SE Plus (3M ESPE) según instrucciones del fabricante, el cual fue fotopolimerizado también con una lámpara LED modelo Starlight Pro (Mectron, Italia). Posteriormente se procedió a la

aplicación de la resina compuesta microhíbrida en base a metacrilato mediante técnica incremental oblicua, marca comercial Filtek™ Z250 color B2 (3M ESPE) mediante técnica incremental oblicua, comenzando con 1 mm de espesor ubicado en el piso gingival, fotopolimerizando con lámpara halógena modelo Elipar 2500 (3M ESPE) según indicaciones del fabricante a una distancia de 2 mm. Luego se procedió a la ubicación de capas oblicuas incrementales de 2mm espesor fotopolimerizando en cada incremento para terminar en oclusal con un incremento final horizontal.

La secuencia de restauración fue primero la resina Filtek™ P90 y luego la resina Filtek™ Z250 hasta terminar completamente el diente, luego se prosiguió con el siguiente diente y así sucesivamente hasta completar la restauración de todas las cavidades.

Terminadas las restauraciones se procedió al pulido mediante discos 3M™ Sof-Lex™.

Todas las aplicaciones de los sistemas adhesivos, del material restaurador y del pulido fueron realizadas por un mismo operador.

Para evitar confusiones y errores en la recolección de datos, se marcó en el PVC con plumón indeleble el tipo de material usado en cada cavidad.

La siguiente etapa se realizó el termociclado de las muestras. Para ello, se sometieron las muestras a variaciones de temperatura entre 5 ± 2 °C a 55 ± 2 °C por 500 ciclos con el mismo tiempo de 30 segundos entre cada una y demorando 4 segundos a temperatura ambiente entre el paso de una temperatura extrema a otra.

Luego del proceso de termociclado las muestras fueron sometidas a un tratamiento especial según lo propuesto por Ceriberti y Lussi en su estudio "*Penetration ability and microleakage of a fissure sealant applied on artificial and natural enamel fissure*" (Ceriberti y Lussi, 2006) lo que consistió en recubrir toda la superficie dental con cera rosada dejando solo expuesta la restauración y 1 mm externo desde sus márgenes. Luego la cera fue cubierta con una capa delgada de esmalte de uñas (Colorama®, Maybeline, New York). Esta técnica se realizó con el fin de minimizar futuros problemas en la interpretación de los datos, debido a que las muestras serían sometidas a cortes bajo flujo de agua con lo que se podría arrastrar colorante al interior de los cortes, por lo que se intentó reducir al mínimo la cantidad de colorante al momento de realizarlos.

Luego de este proceso las muestras fueron inmersas en una solución de azul de metileno al 1% por 24 horas. Posteriormente las muestras fueron retiradas de la solución, lavadas con abundante agua común, la cera que las recubría fue retirada y se procedió a un lavado final para eliminar el excedente de colorante.

Al finalizar este proceso la zona dental expuesta en las muestras fueron recubiertas totalmente por acrílico transparente de autocurado según lo propuesto por

Ceriberti y Lussi (Ceriberti y Lussi, 2006), esto contribuiría a fijar el excedente de colorante.

Cada diente fue seccionado sagitalmente mediante disco diamantado con una cortadora Isomet de baja velocidad, procurando abarcar en el corte ambas restauraciones, para luego analizar la penetración del colorante bajo lupa estereoscópica a 10x y 40x.

Se analizó la microinfiltración mediante la escala visual de medición indicada en la tabla VII y esquematizada en la figura 17.

0	No hay evidencia de penetración del colorante en la pared gingival.
1	El colorante penetra hasta 1/3 de la pared gingival.
2	El colorante penetra hasta 2/3 de la pared gingival.
3	El colorante penetra por la pared gingival de la cavidad más de 2/3 de la profundidad de ésta, pero no llega a pared axial.
4	El colorante llega a la profundidad de la cavidad y a pared axial.

Tabla VII. Grados de microinfiltración mediante técnica visual.

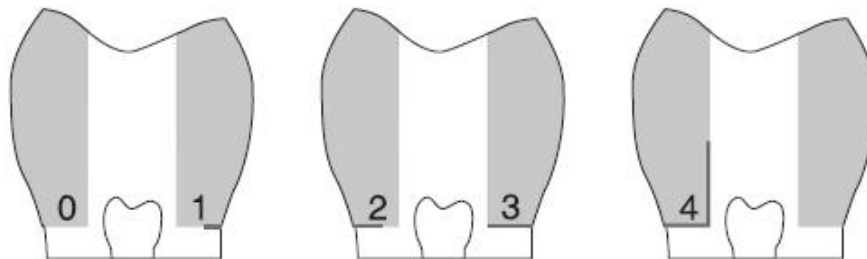


Figura 17. Esquema de los grados de microinfiltración mediante técnica visual (Sadek et al., 2003).

La clasificación visual de la microinfiltración fue hecha por dos examinadores previamente entrenados, en caso de discrepancias y para corroborar los distintos grados de infiltración según la escala anterior, principalmente en los niveles 1,2 y 3 algunas muestras fueron sometidas a análisis morfométrico de la penetración mediante el uso de fotografías digitales estandarizadas a 10x y 40x mediante software computacional AxioVision LE (Carl Zeiss MicroImaging GmbH).

RESULTADOS

Los valores obtenidos fueron tabulados para facilitar su comprensión y se muestran en la tabla VIII.

	Adper™ SE Plus/ Filtek™ Z250 (Metacrilato)	System adhesive P90 / Filtek™ P90 Silorane (Silorano)
Muestra N° 1	4	0
Muestra N° 2	2	1
Muestra N° 3	2	2
Muestra N° 4	4	1
Muestra N° 5	4	1
Muestra N° 6	4	1
Muestra N° 7	4	1
Muestra N° 8	4	1
Muestra N° 9	4	1
Muestra N° 10	1	1
Muestra N° 11	4	1
Muestra N° 12	4	1
Muestra N° 13	4	1
Muestra N° 14	1	1
Muestra N° 15	1	1
Muestra N° 16	4	1
Muestra N° 17	4	1
Media	3,24	1

Tabla VIII. Valores de microinfiltración.

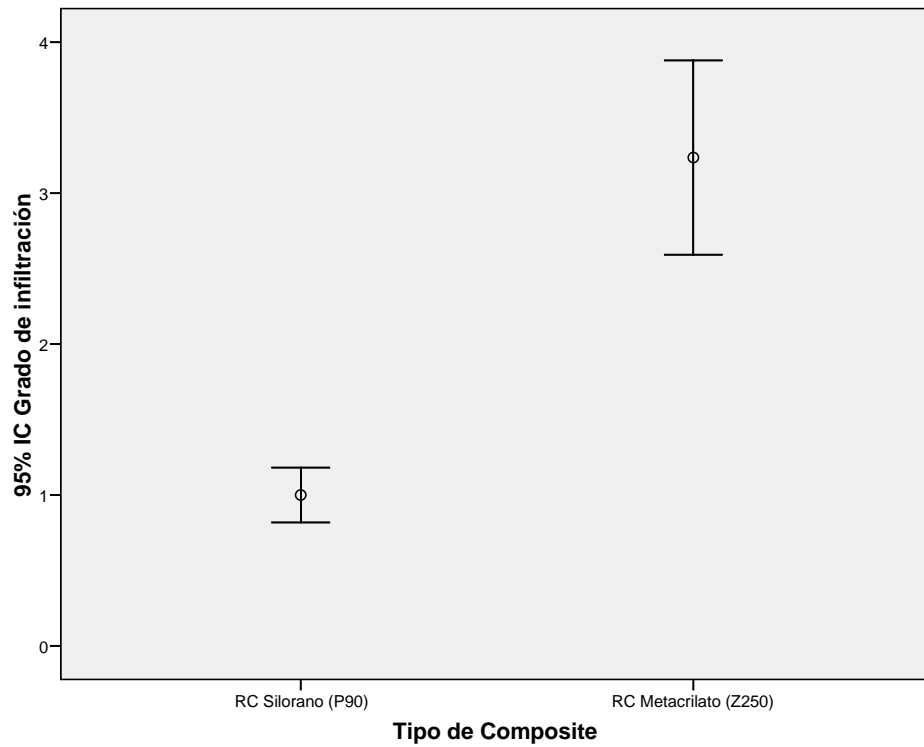


Gráfico 6. Distribución de las medias y sus intervalos de confianza.

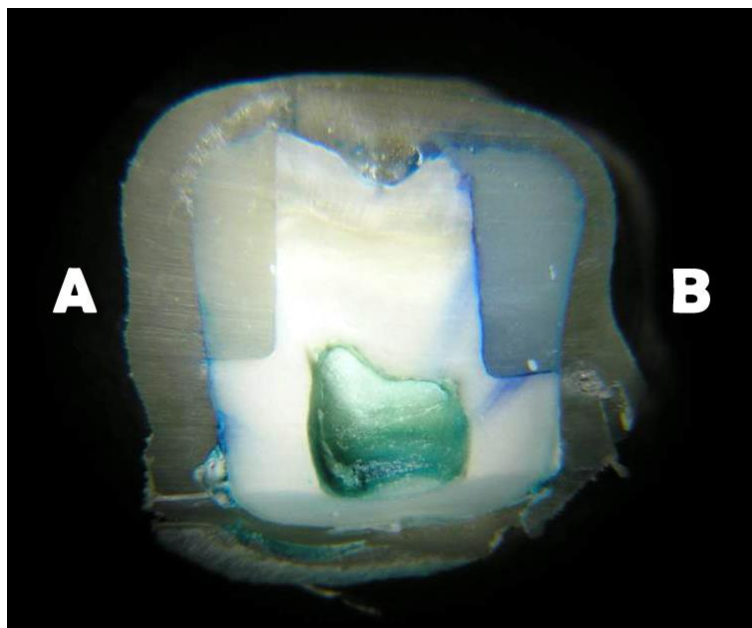


Figura 18. Corte sagital de la muestra N° 17 a 10X. Nótese el avanzado grado de penetración del colorante que se observa en la restauración B (Z250 + Adper SE Plus) tanto en la pared gingival como desde oclusal en comparación con la restauración A (P90 Silorane + System adhesive P90).

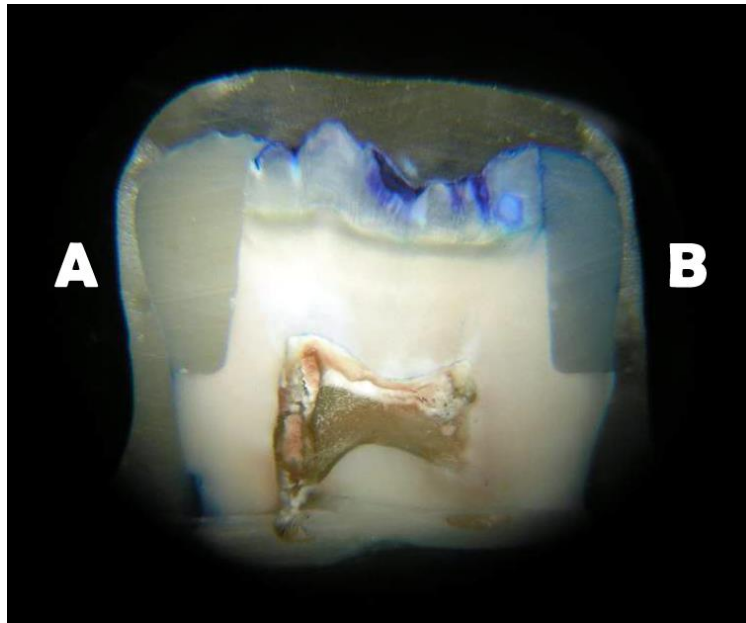


Figura 19. Corte sagital de la muestra N° 10 a 10X. A pesar que ambas restauraciones A (P90 Silorane + System adhesive P90) y B (Z250 + Adper SE Plus) presentan una discreta penetración de colorante por la pared gingival, la restauración B presenta una mayor penetración de colorante por oclusal que la restauración A, que presenta penetración de colorante por oclusal en menor grado, lo que no fue considerado para fines de este estudio.

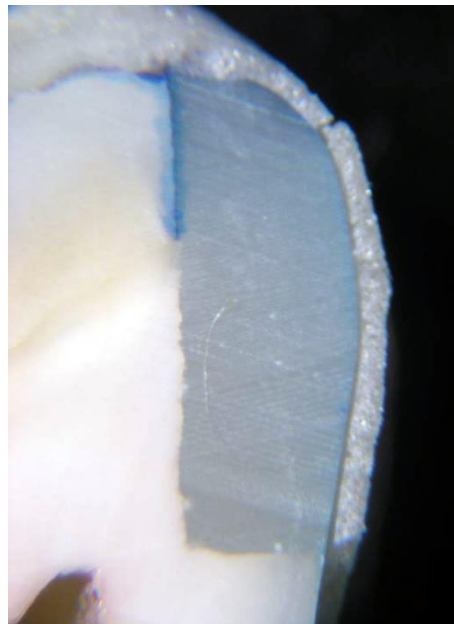


Figura 20. Corte sagital de la muestra N° 15 a 40X. Correspondiente a la restauración de Z250 + Adper SE Plus, que a pesar de presentar una pequeña penetración del

colorante por la pared gingival, presenta una clara penetración de colorante desde oclusal, lo que no fue considerado para fines de este estudio.

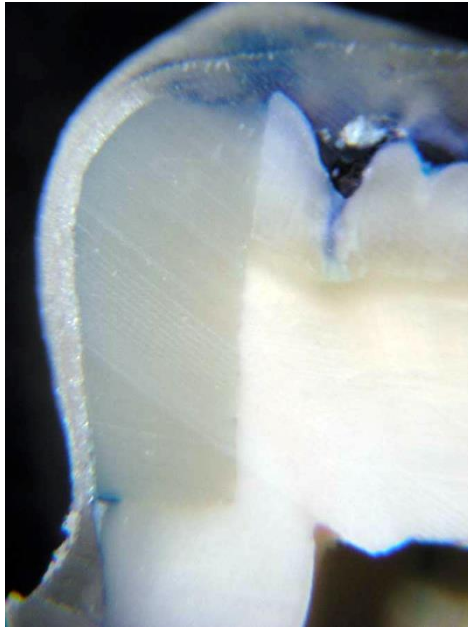


Figura 21. Corte sagital de la muestra N° 1 a 40X. Correspondiente a la restauración de P90 Silorane + System adhesive P90, la cual presentó valor 1, por que el colorante penetra por la pared de la cavidad menos de la tercera parte de la pared gingival.



Figura 22. Corte sagital de la muestra N° 1 a 40X. Correspondiente a la restauración de P90 Silorane + System adhesive P90, la cual presentó valor 0, por lo que no hay evidencia visual de penetración del colorante en la pared gingival.



Figura 23. Corte sagital de la muestra N° 3 a 40X. Correspondiente a la restauración de P90 Silorane + System adhesive P90, la cual presenta penetración de colorante, pero visualmente es difícil determinar si corresponde a grado 1 o 2 de microinfiltración.



Figura 24. Corte sagital de la muestra N° 3 a mayor aumento correspondiente a restauración de P90 Silorane + System adhesive P90. La imagen digital fue procesada morfométricamente por el software computacional AxioVision LE (Carl Zeiss MicroImaging GmbH) con lo que se determinó que la penetración del colorante abarcó más de tercera parte de la pared gingival pero menos de dos tercios de su largo total, por lo que se le adjudica un valor de 2.

ANALISIS DE LOS RESULTADOS

Los datos de la presente investigación fueron ingresados al software computacional estadístico SPSS. Los resultados fueron sometidos a prueba de normalidad los que se muestran la tabla IX.

	Tipo de Composite		Estadístico	Error típ.
Grado de infiltración	RC Silorano (P90)	Media	1,00	,086
		Intervalo de confianza para la media al 95%		
		Límite inferior	,82	
		Límite superior	1,18	
		Media recortada al 5%	1,00	
		Mediana	1,00	
		Varianza	,125	
		Desv. típ.	,354	
		Mínimo	0	
		Máximo	2	
	Rango	2		
	Amplitud intercuartil	0		
	Asimetría	,000	,550	
	Curtosis	8,000	1,063	
	RC Metacrilato (Z250)	Media	3,24	,304
		Intervalo de confianza para la media al 95%		
		Límite inferior	2,59	
		Límite superior	3,88	
		Media recortada al 5%	3,32	
		Mediana	4,00	
Varianza		1,566		
Desv. típ.		1,251		
Mínimo		1		
Máximo		4		
Rango	3			
Amplitud intercuartil	2			
Asimetría	-1,153	,550		
Curtosis	-,551	1,063		

Tabla IX. Resultados del análisis de normalidad del grupo de estudio:
Silorano v/s Metacrilato.

Según la Asimetría y Curtosis, los resultados obtenidos en las muestras restauradas con la resina compuesta de baja contracción en base a silorano no cumplen con distribución normal de los datos, a diferencia de las resinas compuestas en base a metacrilato cuyos datos se distribuyen normalmente (entre -2 y +2).

Por lo anterior los datos se sometieron a pruebas no paramétricas para dos muestras independientes según muestra la tabla X, con el fin de determinar si existen diferencias significativas. Para ello se tomarán en cuenta las siguientes hipótesis estadísticas:

Hipótesis nula (H₀): No existen diferencias estadísticamente significativas en el grado de infiltración entre los 2 grupos de estudio.

Hipótesis alternativa (H₁): Existen diferencias estadísticamente significativas en el grado de infiltración entre los 2 grupos de estudio.

Nombre de la prueba	P valor
Prueba de Mann-Whitney	0,000
Prueba de Kolmogorov-Smirnov para dos muestras	0,000
Prueba de Wald-Wolfowitz	0,000

Tabla X. Resultados de los análisis no paramétricos para dos pruebas independientes.

P valor < 0,05 indica que si existen diferencias significativas en el grado de microinfiltración de la pared gingival entre los dos grupos en estudio, por lo que la hipótesis nula (H₀) es rechazada y se acepta la hipótesis alternativa (H₁).

DISCUSION

Las resinas de baja contracción en base a silorano recientemente elaboradas con el fin de disminuir las fallas clínicas producto del estrés de contracción, revelan óptimas propiedades avaladas por estudios *in vitro*. Entre ellas se encuentran la baja contracción volumétrica al polimerizar por un sistema de apertura de anillos, bajo potencial mutagénico comparado con el oxirano, menor absorción de agua que otras resinas convencionales, menor deflexión cuspídea, aumento de la hidrofobidad producto de la incorporación de siloxano, menor adhesión bacteriana en la superficie, etc. Por lo tanto, según la literatura, son conocidas las ventajas comparativas que tiene el material con respecto a las resinas en base a metacrilato.

Muchos son los factores que hacen que las diferencias en el grado de microinfiltración sean tan marcadas. Estos pueden ir desde las propiedades inherentes de los materiales hasta la técnica utilizada.

Para igualar las condiciones de estudio y minimizar otros factores que no fueran las diferencias en la contracción de polimerización, se utilizó un adhesivo autograbante Adper SE Plus, 3M ESPE, para el grupo control, el cual posee características comunes a todos los sistemas autograbantes de 2 pasos.

Los valores de microinfiltración arrojados en el estudio tienen diferencias significativas entre ambos grupos. En el caso de las restauraciones correspondientes al metacrilato + adhesivo autograbante, se obtuvieron valores muy altos de microinfiltración, lo que deja la inquietud de qué factores provocaron este fenómeno.

Consideramos 3 factores como importantes a analizar:

- 1.- La técnica
- 2.- La elección del sistema adhesivo
- 3.- La resina

En el caso de la técnica creemos que no fue un factor a considerar, debido a que los adhesivos autograbantes se caracterizan especialmente por ser menos sensibles a la técnica y de fácil manipulación, además el estudio se realizó en condiciones ideales, por un único operador y los valores de microinfiltración fueron similares en todas las muestras.

Si tomamos en cuenta la elección del sistema adhesivo, la bibliografía indica que los adhesivos autograntes de 2 pasos serían la segunda opción a utilizar como “*gold standard*” de la odontología restauradora, siendo superados solamente por los adhesivos de grabado de total (De Munck et al., 2005; Breschi et al., 2008). Sin embargo como anteriormente se indicó no se utilizó este tipo de adhesivos ya que no es comparable con el sistema restaurador Filtek P90 Silorane, pues la bibliografía sólo ha considerado para sus estudios resinas en base a metacrilato.

Pensando en lo anterior, se realizó un estudio complementario bajo similares condiciones para comparar si la microinfiltración de restauraciones de resina compuesta en base a metacrilato (Z250), usando un sistema adhesivo de grabado total, tenía diferencias significativas con el grupo de restauraciones en base al sistema Silorano (Filtek P90), cuyo sistema adhesivo autograbante es exclusivo para este tipo de resinas.

Según los resultados del estudio y como se muestra en las figuras, gráficos y tablas del ANEXO 1, existen diferencias significativas entre ambos grupos, teniendo mayores valores de microinfiltración el grupo restaurado con resina en base a metacrilato y un sistema adhesivo de grabado total.

Por lo tanto, el grupo de resinas en base a Silorano, a pesar de utilizar un sistema adhesivo autograbante el cual no se consideraría el *“gold standard”* de la odontología restauradora actual, obtuvo valores de microinfiltración significativamente menores e incluso impidiendo completamente ésta. Se descarta así que solo el uso de un sistema adhesivo autograbante conlleve a valores deficientes de microinfiltración, por lo tanto este problema estaría enfocado al tipo de resina y sus propiedades.

En resumen, se puede inferir del presente trabajo de investigación que la diferencia en la microinfiltración de resinas en base a metacrilato, versus, resinas en base a Silorano se debe a la composición de la resina compuesta y a la diferencia principal de ambas, que en este caso es la contracción de polimerización.

CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos en la presente investigación, podemos concluir que:

1. Sólo la resina en base a Silorano pudo evitar completamente la microinfiltración.

2. Las restauraciones de resina compuesta de baja contracción en base a Silorano y su sistema adhesivo autograbante presentaron el menor grado de microinfiltración.

3. Las restauraciones de resina compuesta en base a metacrilato y adhesivo autograbante presentaron altos grados de microinfiltración.

4. Existen diferencias significativas con respecto a la microinfiltración de las restauraciones realizadas con resina compuesta de baja contracción en base a Silorano y resina compuesta en base a metacrilato, presentando un mejor sellado marginal las restauraciones realizadas con resina compuesta de baja contracción en base a Silorano.

5. En definitiva y conforme a los resultados del presente estudio se rechaza la hipótesis nula planteada “No hay diferencias significativas en microinfiltración de restauraciones de resina compuestas de baja contracción en base a Silorano comparadas con restauraciones de resinas compuestas en base a metacrilato.”

SUGERENCIAS

Adper SE Plus, en un adhesivo relativamente nuevo en el mercado y no existe suficiente evidencia científica para asegurar tanto la óptima adhesión en dentina y esmalte como una correcta integración con todo tipo de resinas compuestas en base a metacrilato, en este caso con Filtek™ Z250, situación que estimamos pudiera haber comprometido de forma sustancial la integridad marginal. Para determinar a qué nivel ocurrió la falla en la adhesión proponemos que es necesario un estudio con microscopía electrónica de barrido para obtener mayor información.

La técnica de cortes de dientes tanto sagitales como coroneales, entregan información bastante limitada si la comparamos con estudios de la microinfiltración en 3D. Se han realizados numerosos intentos de este tipo, pero se ha llegado a resultados similares por lo que se sigue considerando el método de esta investigación como válido para evaluar con relativa facilidad el grado de microinfiltración marginal. Lo mismo ocurre con el método de evaluación del grado de microinfiltración visual considerado como cualitativo si se compara con el método morfométrico que es cuantitativo, entre ambos no existen diferencias significativas, por lo que aún la inspección visual del grado de microinfiltración sigue siendo bastante utilizado (Sadek et al., 2003), sin embargo en el presente estudio el método morfométrico sirvió para complementar al método de escala visual lo que fue de gran utilidad por lo que sugiere como complemento.

Al considerar el tipo de resina utilizada como un factor preponderante de este estudio, se sugiere realizar más investigaciones utilizando otras marcas comerciales de resinas en base a metacrilato.

Es necesario seguir investigando acerca del comportamiento de esta nueva tecnología en materiales de restauración directa. Sin duda el primer paso está dado; estudios in vitro demuestran las ventajas del Silorano, sin embargo, no existen estudios a largo plazo que avalen sus propiedades in vivo y los hagan candidatos para material de elección al momento de tomar decisiones clínicas.

RESUMEN

La investigación acerca de las resinas compuestas ha sido dominada por mucho tiempo por los metacrilatos, materiales de restauración que experimentan una contracción volumétrica al polimerizar entre el 1.5-5% de su volumen. Este cambio en el volumen va acompañado de estrés debido a fuerzas que se oponen a la contracción, el cual se asocia a imperfecciones marginales, microinfiltración y por consiguiente reducción en su duración. Vale mencionar que la contracción no es el único factor que influye en la generación de estrés. Son importantes las características de la cavidad y el módulo elástico, entre otros.

Para solucionar los problemas que actualmente presentan las resinas compuestas tradicionales en base a metacrilato se han sugerido modificaciones, tanto en la técnica de aplicación del material como en su fotocurado, además de cambios en la cantidad de relleno y composición de la matriz orgánica. Es así como surgen las resinas en base a Silorano, las cuales presentan una modificación total de la matriz. Están compuestas por siloxano y oxirano, monómeros epóxicos que polimerizan mediante un sistema catiónico de apertura de anillos, que les permite tener una baja contracción (menor al 1%). Además por su biocompatibilidad y alta reactividad lo hace ser excelente candidato para material estético.

El objetivo del presente estudio es evaluar la microinfiltración in vitro de la resina en base a Silorano que recientemente ha lanzado al mercado 3M-ESPE y compararlo con una resina en base a metacrilato, para establecer si existen diferencias significativas en el grado de microinfiltración entre los composites tradicionales y esta nueva tecnología.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

3M ESPE (2007) "*Filtek™ P90 Sistema Restaurador de Baja Contracción Product Profile*" [En línea] disponible en:

<http://multimedia.mmm.com/mws/mediawebserver.dyn?6666660Zjcf6lVs6EVs66Sr7SCOrrrQ-> [Accesado el día 21 de julio del 2009]

Asmussen E., Peutzfeldt A. (2005) "*Polymerization contraction of a silorane-based resin composite and four methacrylate-based composites*". European Cells and Materials. Volumen 10, suplemento 4, p. 8

Breschi P., Mazzoni A., Ruggeri A., Cadenaro M., Di Lenarda R., De Stefano Dorigo E. (2008) "*Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface*". Dental Materials. Volumen 24, suplemento 1, pp. 90-101

Calabró F., Tranchesi S., Ruggiero B., Capel C. (2004) "*Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations*" Journal of Dentistry. Volumen 32, suplemento 5, pp. 407–412

Celiberti P, Lussi A. (2006) "*Penetration ability and microleakage of a fissure sealant applied on artificial and natural enamel fissure caries*". Journal of Dentistry. Volumen 35, pp 59-67.

Chan D.C., Browning E.D. (2004) "*The one-year performance of a new low-shrinkage resin composite restoration: a case report*". "Practical procedures & aesthetic dentistry. Volumen 16, suplemento 3, pp. 196-199.

De Munck J., Van Landuyt K., Peumans M., Poitevin A., Lambrechts P., Braem M., Van Meerbeek B. (2005) "*A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results*". Journal of Dental Research. Volumen 84, suplemento 2, pp. 118-132.

Eick J., Kostoryz E., Rozzi S., Jacobs D., Oxman J., Chappelow C., et al. (2002) "*In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties*". Dental Materials. Volumen 18, suplemento 5, pp. 413-421

Eick J., Smith R., Pinzino C., Kostoryz E. (2005) "*Stability of silorane dental monomers in aqueous systems*". Journal of Dentistry. Volumen 34, suplemento 6, p. 405-410

Ernst C. P., Galler P., Willershausen B., Haller B (2008) "*Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration*" Dental Materials. Volumen 24, suplemento 3, pp. 319–327

Ernst C., Meyer G., Klocker K., Willershausen B. (2004) *“Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation”*. Dental Materials. Volumen 20, suplemento 4, pp. 313-321

Ferracane J. (2005) *“Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization”*. Dental Materials. Volumen 21, suplemento 1, pp. 36-42

Furuse Adilson Y., Gordon Kathryn , Rodrigues Flavia P., Silikas Nick, Watts David C. (2008). *“Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging”*. Journal of dentistry. Volumen 36, pp. 945-952

Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. (2006) *“A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations”*. The Journal of Contemporary Dental Practice, Volumen 7, suplemento. 4, pp. 79-88

Guggenberger R., Weinmann W. (2000) *“Exploring Beyond Methacrylates”*. American Journal of Dentistry. Volumen 13, pp. 82-84

Henostroza G. (2003) *“Adhesión en Odontología Restauradora”*. Editora MAIO. Curitiba, Brasil, pp. 50.

Hervas-Garcia A., Martinez-Lozano M., Cabanes-Vila J., Barjau-Escribano A., Fos-Galve P. (2006) *“Composite resins. A review of the materials and clinical indications”*. Medicina oral, patología oral y cirugía bucal. Volumen 11, suplemento 2, pp. 215-220

Holder A., Kilway K. (2005) *“Rational design of dental materials using computational chemistry”*. Dental Materials. Volumen 21, suplemento 1, pp. 47-55

Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. (2007) *“Low-shrinkage composite for dental application”*. Dental Material Journal. Volumen 26, suplemento 2, pp.149-145.

Ilie N., Hickel R. (2009). *“Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites”*. Dental Materials. Volumen 25, pp 810-819.

Ilie N., Hickel R. (2006) *“Silorane-based dental composite: behavior and abilities”*. Dental Material Journal. Volumen 25, suplemento 3, pp. 445-454

Park J., Chang J., Ferracane J., Lee IB. (2008) *“How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling?”*. Dental Materials. Volumen 24, suplemento 11, pp. 151-155

Rosales-Leal (2007) "*Microleakage of class V composite restoration placed with Etch-and-Rinse and Self-Etching adhesive before and after thermocycling*" Journal of Adhesive Dentistry. Volumen 9, pp 255-259.

Sadek, S.K. Moura, R.Y. Ballester, A. Muench, P.E. Cardoso (2003). "*The effect of long-term storage on the microleakage of composite resin*" Pesquisa Odontológica Brasileira. Volumen 17, pp 261-266.

Sakaguchi R., Wiltbank B., Murchison C. (2005) "*Cure induced stresses and damage in particulate reinforced polymer matrix composites: a review of the scientific literature*". Dental Materials. Volumen 21, suplemento 1, pp. 43-46

Schweikl H., Schmalz G., Weinmann W. (2004) "*The induction of gene mutations and micronuclei by oxiranes and siloranes in mammalian cells in vitro*". Dental Materials. Volumen 83, suplemento 1, pp. 413-421

Van Dijken JWV. (2000) "*Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up*". Journal of Dentistry. Volumen 28, pp 299-306.

Weinmann W., Thalacker C., Guggenberger R. (2005) "*Siloranes in dental composites*". Dental Materials. Volumen 21, suplemento 1, pp. 68-74

Yamazaki P., Bedran-Russo A., Pereira P., Wsift E. (2006) "*Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material*". Operative dentistry. Volumen 31, suplemento 6, pp. 670-676

ANEXO 1

Estudio complementario de comparación de microinfiltración entre resina compuesta en base a silorano versus resina compuesta en base a metacrilato utilizando un sistema adhesivo de grabado total Adper™ *Single Bond* (3M ESPE) + ácido ortofosfórico al 37%.

	Sistema adhesivo grabado total/ Filtek™ Z250 (Metacrilato)	System adhesive P90 / Filtek™ P90 Silorane (silorano)
Muestra N° 1	4	1
Muestra N° 2	3	1
Muestra N° 3	2	1
Muestra N° 4	1	1
Muestra N° 5	4	2
Muestra N° 6	1	1
Muestra N° 7	4	1
Muestra N° 8	1	1
Muestra N° 9	4	1
Muestra N° 10	1	1
Muestra N° 11	1	0
Muestra N° 12	1	1
Muestra N° 13	2	0
Muestra N° 14	1	1
Muestra N° 15	3	1
Muestra N° 16	2	1
Muestra N° 17	2	1
Media	2,18	0,94

Tabla XI. Valores de microinfiltración grupo estudio complementario.

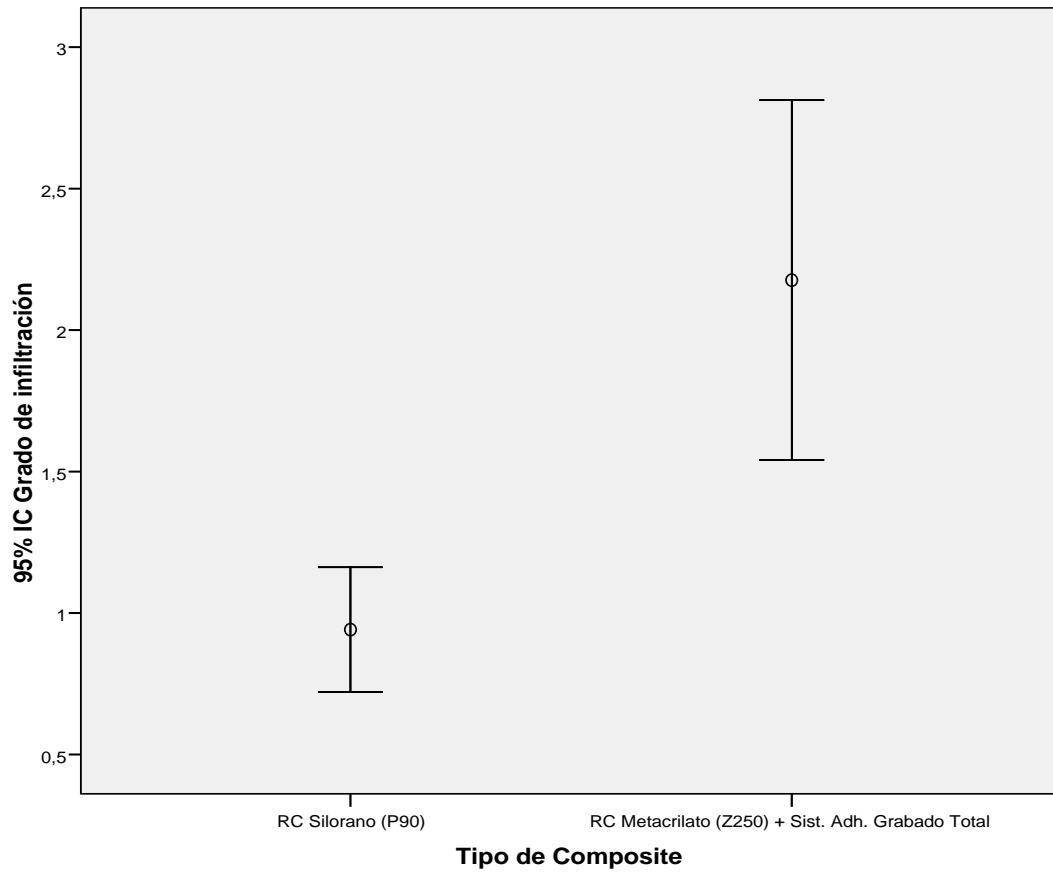


Gráfico 7. Distribución de las medias y sus intervalos de confianza grupo de estudio complementario.

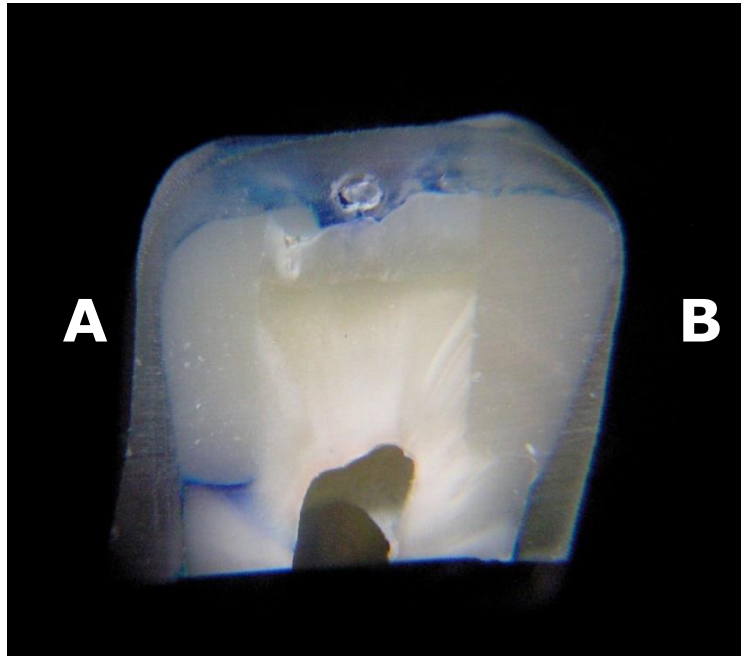


Fig. 25. Corte sagital de la muestra nº 2 a 10X. Nótese la infiltración marginal del colorante en la interfase de la restauración A (Filtek™ Z250 + Sistema adhesivo grabado total), la cual alcanza un valor 3 en la escala. Sin embargo, en la restauración B (Filtek™ P90 Silorane + System adhesive P90) la microinfiltración del colorante fue mínima, con un valor de 1.

Análisis de los resultados:

Los datos de la presente investigación fueron ingresados al software computacional estadístico SPSS.

Tipo de Composite		Estadístico	Error típ.				
Grado de infiltración	RC Silorano (P90)	Media	,94	,104			
		Intervalo de confianza para la media al 95%	,72				
		Límite inferior					
		Límite superior	1,16				
		Media recortada al 5%	,93				
		Mediana	1,00				
		Varianza	,184				
		Desv. típ.	,429				
		Mínimo	0				
		Máximo	2				
		Rango	2				
		Amplitud intercuartil	0				
		Asimetría	-,429		,550		
		Curtosis	3,960		1,063		
		RC Metacrilato (Z250) + Sist. Adh. Grabado Total			Media	2,18	,300
					Intervalo de confianza para la media al 95%	1,54	
					Límite inferior		
					Límite superior	2,81	
					Media recortada al 5%	2,14	
Mediana	2,00						
Varianza	1,529						
Desv. típ.	1,237						
Mínimo	1						
Máximo	4						
Rango	3						
Amplitud intercuartil	3						
Asimetría	,522			,550			
Curtosis	-1,377			1,063			

Tabla XII. Resultados del análisis de normalidad del grupo de estudio complementario: Silorano v/s Metacrilato con sistema adhesivo con grabado total.

Según la Asimetría y Curtosis, los resultados obtenidos la resina compuesta de baja contracción en base a Silorano no cumple con distribución normal de los datos, a

diferencia de la resinas compuesta en base a metacrilato cuyos datos se distribuyen normalmente (entre -2 y +2).

Por lo anterior los datos se sometieron a pruebas no paramétricas para dos muestras independientes tanto para con el fin de determinar si existen diferencias significativas. Para ello se tomarán en cuenta las siguientes hipótesis estadísticas:

Hipótesis nula (H_0): No existen diferencias estadísticamente significativas en el grado de infiltración entre los 2 grupos de estudio.

Hipótesis alternativa (H_1): Existen diferencias estadísticamente significativas en el grado de infiltración entre los 2 grupos de estudio.

Nombre de la prueba	P valor
Prueba de Mann-Whitney	0,001
Prueba de Kolmogorov-Smirnov para dos muestras	0,017
Prueba de Wald-Wolfowitz	0,000

Tabla XIII. Resultados de los análisis no paramétricos para dos pruebas independientes para el grupo de estudio complementario

P valor < 0,05 indica que si existen diferencias significativas en el grado de microinfiltración de la pared gingival entre los materiales utilizados en dos grupos en estudio, por lo que la hipótesis nula (H_0) es rechazada y se acepta la hipótesis alternativa (H_1).