

TESIS DOCTORAL

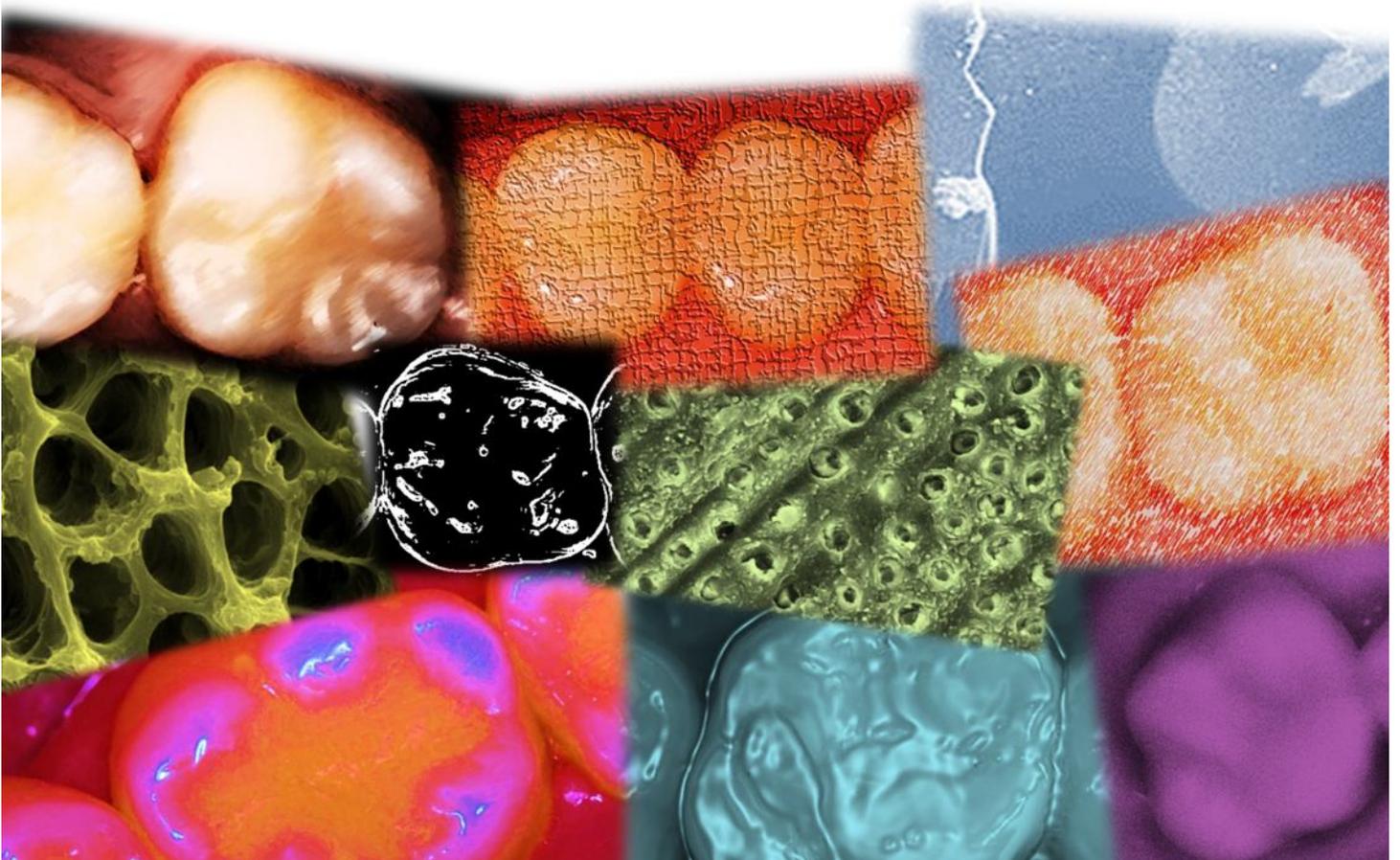
Evaluación *in vitro* y clínica de un sistema restaurador de baja contracción de polimerización



Universidad
Rey Juan Carlos

Bruno Baracco Cabañes

Madrid 2013

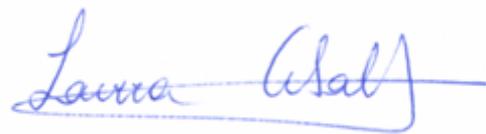


LAURA CEBALLOS GARCÍA, PROFESORA TITULAR DEL DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA DE LA FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD DE LA UNIVERSIDAD REY JUAN CARLOS

CERTIFICA:

Que los trabajos efectuados en la elaboración de la Tesis Doctoral titulada: **“EVALUACIÓN *IN VITRO* Y CLÍNICA DE UN SISTEMA RESTAURADOR DE BAJA CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN”** presentada por D. Bruno Baracco Cabañes, han sido realizados bajo mi codirección y supervisión, reuniendo las condiciones académicas necesarias para su presentación para optar al Grado de Doctor.

Y para que así conste donde proceda, firmo la presente en Alcorcón (Madrid) a 9 de abril de 2013.



Fdo.: Profa. Laura Ceballos García

**M^a VICTORIA FUENTES FUENTES, PROFESORA CONTRATADA DOCTOR DEL
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA DE LA FACULTAD DE CIENCIAS DE LA
SALUD DE LA UNIVERSIDAD REY JUAN CARLOS**

CERTIFICA:

Que los trabajos efectuados en la elaboración de la Tesis Doctoral titulada:
**“EVALUACIÓN *IN VITRO* Y CLÍNICA DE UN SISTEMA RESTAURADOR DE BAJA
CONTRACCIÓN DE POLIMERIZACIÓN”** presentada por D. Bruno Baracco Cabañes,
han sido realizados bajo mi codirección y supervisión, reuniendo las condiciones
académicas necesarias para su presentación para optar al Grado de Doctor.

Y para que así conste donde proceda, firmo la presente en Alcorcón (Madrid) a
9 de abril de 2013.



Fdo.: Profa. M^a Victoria Fuentes Fuentes

*“Cuando creíamos que teníamos todas las respuestas,
de pronto, cambiaron todas las preguntas”*

M. Benedetti

Gracias

A mi directora de Tesis, la Dra. Laura Ceballos, por confiar en mí tantas veces, desde hace tanto tiempo, y abrirme la puerta de un mundo que me fascina. Su increíble capacidad de trabajo y su limpia forma de ver todo son un ejemplo a seguir.

A mi directora de Tesis, la Dra. M^a Victoria Fuentes, por su personalidad serena, humilde labor y constante paciencia para que este trabajo llegara a buen puerto.

A Isabel Giráldez, por su sincera amistad y genial sentido del humor. A la Dra. Elena Cabrera, que me brinda su cariño y me enseña desde que fue mi profesora. También a todas las profesoras de la Unidad de PTD, particularmente a la Dra. Nuria Escribano, compañera modesta y amiga divertida. A las auxiliares de la Clínica Universitaria por su ayuda y a los pacientes que traté, por tener una actitud afable y curiosa sobre la investigación de la que formaron parte.

A mis padres, Juan y Teresa, por regalarme una infancia feliz, por conocer y perdonar mis defectos, como el no decirles lo que les quiero las veces que debiera. A mi hermana Natalia, compañera de vida personal y profesional, una persona optimista y tranquila. A mis abuelos, Simón y Eve, por su amor incondicional desde que tengo recuerdos.

A todos mis amigos y familiares, por contagiarme su ilusión ante algo que apenas conocen. Por supuesto, a mis queridos amigos dentistas Alberto, América, Judith, Lucía, María y Paloma, que están desde hace años junto a mí y me animan en los momentos bajos, especialmente a la Dra. María Carrillo, por su energía y permanente apoyo. Les debo a todos muchas horas y buenos momentos.

A Eve

ÍNDICE

1 INTRODUCCIÓN	11
1.1 Estructura dentaria	13
A. Esmalte	13
B. Dentina	15
1.2 Adhesión	18
A. Concepto de adhesión	18
B. Clasificación de los sistemas adhesivos	20
B.1 Adhesivos de grabado ácido total	20
B.2 Adhesivos autograbadores	29
B.3 Cementos de ionómero de vidrio	36
1.3 Eficacia adhesiva	38
A. Longevidad de la adhesión	38
A.1 Degradación del adhesivo	38
A.2 Degradación del colágeno expuesto	40
B. Medición <i>in vitro</i> de la resistencia adhesiva	42
B.1 Pruebas a nivel macro	43
B.2 Pruebas a nivel micro	44
C. Envejecimiento artificial de la interfase adhesiva	47
C1 Termociclado	47
C.2 Otros tratamientos de envejecimiento	47
1.4 Resinas compuestas	50
A. Evolución y aplicaciones clínicas	50
B. Composición	51
B.1 Matriz	52
B.2 Relleno	53
C. Principales inconvenientes	56
1.5 Polimerización de las resinas compuestas	59
A. Contracción de polimerización	59
A.1 Factores que determinan la contracción	60
B. Cinética de la reacción de polimerización	63
C. Estrés de contracción	65
C.1 Factores que afectan al desarrollo del estrés	66
C.2 Consecuencias clínicas del estrés de contracción	68
C.3 Formas de reducción del estrés de contracción	69
1.6 Resinas basadas en silorano	70
1.7 Estudios clínicos para evaluar materiales de restauración dental	73
2 OBJETIVOS	77
3 MATERIAL Y MÉTODO	81
3.1 Grupos experimentales	83
3.2 Cuantificación de la resistencia adhesiva al esmalte de los sistemas restauradores evaluados, aplicando ácido previo o no, y tras termociclado	86
3.3 Cuantificación de la resistencia adhesiva a la dentina de los sistemas restauradores evaluados y tras termociclado	90

3.4	Análisis del tipo de fallo mediante lupa estereomicroscópica y microscopía electrónica de barrido	92
3.5	Análisis del comportamiento clínico de los tres sistemas restauradores en obturaciones en dientes posteriores	93
A.	Criterios de inclusión y exclusión. Consentimiento informado	93
B.	Procedimiento operatorio	94
C.	Método de evaluación	96
3.6	Análisis estadístico de los datos	99
4	RESULTADOS	101
4.1	Resistencia adhesiva al esmalte de los sistemas restauradores evaluados, aplicando ácido previo o no, y tras termociclado	103
4.2	Análisis del tipo de fallo tras la prueba de microtracción al esmalte	111
4.3	Resistencia adhesiva a la dentina de los sistemas restauradores evaluados y tras termociclado	117
4.4	Análisis del tipo de fallo tras la prueba de microtracción a la dentina	123
4.5	Comportamiento clínico de los tres sistemas restauradores en obturaciones en dientes posteriores	127
5	DISCUSIÓN	139
5.1	Metodología	141
A.	Evaluación <i>in vitro</i>	141
B.	Evaluación clínica	144
5.2	Resultados	148
A.	Resistencia adhesiva al esmalte	148
B.	Resistencia adhesiva a la dentina	155
C.	Comportamiento clínico	160
5.3	Correlación entre los resultados obtenidos de los estudios <i>in vitro</i> y clínicos	171
6	CONCLUSIONES	179
7	BIBLIOGRAFÍA	183
8	ANEXO I	211
9	ANEXO II – Difusión de los resultados	219



INTRODUCCIÓN

1.1 Estructura dentaria

A. Esmalte

El esmalte es considerado una sustancia extracelular, carente de células y, por tanto, inclasificable como tejido. Es el material más duro sintetizado por el organismo humano. Está formado casi exclusivamente de contenido mineral. Se encuentra constituido químicamente por una matriz inorgánica (95%), otra orgánica (1-2%) y agua (3-5%) (Boyde, 1997).

La matriz inorgánica está formada por sales minerales cálcicas, fundamentalmente de fosfato y carbonato, dispuestas en cristales de hidroxiapatita. La matriz orgánica es escasa, siendo sus elementos principales los restos proteicos derivados de estadios generativos (amelogeninas, ameloblastinas y enamelinas).

El agua es el tercer integrante de la composición química del esmalte. Está presente en la periferia del cristal constituyendo la denominada capa de hidratación.

Tanto el agua como las proteínas remanentes aportan un efecto plastificante en el comportamiento mecánico del esmalte, haciéndolo considerablemente más flexible que su componente principal, la hidroxiapatita cristalina (White *et al.*, 2001).

Los cristales de hidroxiapatita se encuentran agrupados y organizados por moléculas orgánicas en unas estructuras mayores, los prismas de esmalte, que son la unidad estructural básica de esta sustancia. Los prismas, que se extienden desde el límite amelodentinario hasta la superficie externa, presentan, en cortes transversales, una forma de "ojo de cerradura".

Los cristales dentro del prisma pueden presentar distintas orientaciones. Mientras que en la parte central del prisma se disponen paralelos al eje mayor de éste, en su zona periférica se colocan con una inclinación de 45° respecto al mismo (He y Swain, 2008).

La orientación de los primas también varía según la zona del diente. En dentición permanente convergen hacia a profundidad de los surcos y fosas, formando ángulos de más o menos 60° con la superficie del esmalte. En las cúspides forman ángulos de más o menos 90° y en el tercio gingival dan lugar a ángulos obtusos hacia oclusal de 106° (Gómez de Ferraris y Campos, 1999).

Esta configuración atiende a la organización del tipo de esmalte más abundante, el prismático. Pero existe otro tipo de esmalte, llamado aprismático, en el que los cristales de hidroxiapatita se disponen perpendiculares a la superficie externa. Este esmalte se sitúa superficialmente al prismático, posee un espesor medio de 30 µm y suele estar presente en las regiones cervicales y en zonas de fosas y fisuras, pero no en superficies cuspídeas (Gómez de Ferraris y Campos, 1999).

El esmalte humano, como estructura cristalina que es, presenta un aspecto semitranslúcido con muy poca intensidad de color, con un tono entre el blanco y el gris claro (Boyde, 1997).

B. Dentina

La dentina constituye el núcleo estructural del diente al ser su componente mayoritario. Es semitranslúcida en estado fresco y de color ligeramente amarillo.

La dentina madura está constituida químicamente por alrededor de un 60% de componente mineral, sobre todo de cristales de hidroxiapatita, por un 25% de matriz orgánica, fundamentalmente colágeno tipo I (aunque también se hallan proteoglicanos y glicoproteínas), y 15% de fluido dentinario, similar al plasma sanguíneo pero peor definido (Le Geros, 1990; Marshall *et al.*, 1997).

Estos componentes principales se disponen de forma particular para generar un complejo sistema, vital e hidratado, capaz de modificarse dependiendo de la localización y de la acción de agentes externos (Marshall *et al.*, 1997).

La característica fundamental de la dentina es la presencia en todo su espesor de túbulos dentinarios (Perdigão, 2010). Los cuerpos de los odontoblastos, células sintetizadoras de la dentina, se disponen a lo largo del borde dentinario interno y marcan el límite entre la dentina y la pulpa, a pesar de ser ambas consideradas como un único órgano funcional. Las prolongaciones celulares de los odontoblastos, también llamadas fibras de Tomes, se introducen en los túbulos, ocupándolos en una longitud aún por determinar, aunque hay evidencias de que podrían alcanzar el límite amelodentinario (Holland, 1985).

Los túbulos convergen hacia la predentina próxima a la pulpa, por lo que su densidad y orientación son muy variables respecto a la localización topográfica. El número de túbulos es mucho menor en el límite amelo-dentinario (aproximadamente 15000/mm²) que en la predentina próxima a la cámara pulpar (65000/mm²) (Davis, 1988). El área tubular y el diámetro de los mismos varían desde un 22% y 2.5 µm, respectivamente, cerca de la pulpa, a 1% y 0.8 µm, en la unión amelodentaria (Pashley, 1989).

Los túbulos dentinarios también presentan extensiones laterales que se ramifican a partir del túbulo principal, conectando de este modo túbulos vecinos a intervalos de 1.0 a 2.0 μm a lo largo de su longitud, pudiendo alojar, o no, extensiones citoplasmáticas laterales de las prolongaciones de Tomes (Ten Cate, 1986).

La luz tubular se encuentra tapizada por una capa altamente mineralizada de dentina, que apenas presenta trazas orgánicas, denominada dentina peritubular. Esta dentina diferenciada experimenta una aposición continua a lo largo de la vida, aunque se ve acelerada ante estímulos ambientales, como una caries, lo que conlleva una reducción progresiva del tamaño de la luz del túbulo. También se ha detectado la aposición en los túbulos de cristales de un tipo de fosfato cálcico más insoluble que la hidroxiapatita (Perdigão, 2010). En ocasiones la luz del túbulo puede cerrarse completamente, dando lugar a una obliteración tubular que reduce la permeabilidad de la dentina (Ten Cate, 1986; Perdigão, 2010).

Los túbulos y su dentina peritubular se encuentran englobados en la dentina intertubular, la cual supone el componente mayoritario de la dentina. Se constituye de una red de fibrillas colágenas tipo I sobre las cuales se depositan cristales de apatita (Breschi *et al.*, 2008).

Los cristales de hidroxiapatita encontrados en la dentina son de menor tamaño que los del esmalte, pero mayores que los que integran el hueso y el cemento. La porción inorgánica consta también de otras sales minerales como carbonatos, fosfatos cálcicos distintos a la hidroxiapatita y sulfatos (Mjör y Pindborg, 1974).

La presencia de compuestos carbonatados en detrimento del contenido cálcico, así como el pequeño tamaño de los cristales de la apatita suponen que sea una estructura más soluble que el esmalte (Marshall, 1993).

El fluido dentinario ocupa el espacio que dejan las prolongaciones de los odontoblastos dentro de los túbulos y comunica con el fluido tisular de la pulpa. Es el responsable de la inherente humedad de la dentina de dientes vitales, ya que hidrata el complejo dentinario con una presión positiva de origen pulpar de 25-30 mm de Hg (Vongsavan y Matthews, 1992).

Si la dentina queda expuesta a estímulos externos el líquido situado en el interior de los túbulos puede desplazarse rápidamente, activando las terminaciones nerviosas pulpares y causando dolor. Este movimiento de fluido dentinario se denomina permeabilidad transdentinal y es responsable de la sensibilidad postoperatoria (Pashley *et al.*, 1993).

Además de su grado de humedad constante, hay que tener en cuenta la capa que se forma en la superficie de la dentina como consecuencia de la acción del instrumental rotatorio durante las preparaciones cavitarias. Esta capa se denomina barrillo dentinario o "smear layer" (Boyde, Switsur y Stewart, 1963) y está constituida por dos fases, una orgánica y otra inorgánica. La primera está formada fundamentalmente por los restos pulverizados de las fibras colágenas e, incluso, de las prolongaciones de Tomes. En menor medida pueden estar también presentes bacterias y células sanguíneas (Mader, Baumgartner y Peters, 1984). La fase inorgánica, por su parte, está formada por el acúmulo de las virutas o partículas provenientes de la hidroxiapatita, desprendidas durante la instrumentación (Pashley *et al.*, 1988; Nakabayashi y Pashley, 1998).

Los glomérulos de barrillo, de aproximadamente 0.05-0.1 μm de diámetro, cubren tanto la dentina intertubular como los orificios de los túbulos, los cuales pueden obstruirse por los denominados tapones de barrillo dentinario, cuya profundidad oscila entre 1 y 10 μm (Pashley *et al.*, 1988). La eliminación del barrillo dentinario y sus tapones mediante soluciones ácidas expone la superficie de la dentina limpiamente, además de permitir el acceso a ésta del fluido dentinario, capaz de interferir con la adhesión, ya que las resinas hidrófobas no son capaces de adherir a sustratos húmedos (Bowen *et al.*, 1984).

1.2 Adhesión

A. Concepto de adhesión

La adhesión se define como el estado en el que dos superficies se mantienen unidas mediante fuerzas o energías interfaciales basadas en mecanismos químicos, mecánicos o ambos, con la mediación de un adhesivo (ISO/TR 11405: 1994 (E)).

Se definen como adhesivos aquellos materiales capaces de unir dos superficies, las cuales reciben el nombre de adherentes (McGabe, 1988). El espacio que hay entre las superficies se denomina interfase.

En el caso de la Odontología hay que contar siempre con tres substratos: el diente, el adhesivo y el material restaurador, por lo que existen dos interfases: adhesivo-diente y material restaurador-adhesivo.

La adhesión puede lograrse por medio de dos mecanismos diferentes: adhesión química o mecánica.

La adhesión química se fundamenta en la afinidad existente entre el adhesivo y el adherente, por lo que está basada en fuerzas de valencia primarias como enlaces covalentes o iónicos, que dotarían a la adhesión de una gran resistencia. Un ejemplo en el caso de la Odontología es el de los cementos de ionómero de vidrio. Son materiales que producen adhesión química con los tejidos duros dentales, al establecerse un intercambio iónico entre los grupos carboxilo del ácido poliacrílico y la hidroxiapatita (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Yoshida *et al.*, 2004a; Van Meerbeek *et al.*, 2011).

La adhesión mecánica depende de la capacidad de penetración e imbricación del adhesivo en las zonas retentivas del adherente. Podemos diferenciar adhesión macromecánica, cuando las irregularidades superficiales pueden apreciarse a simple

vista, y adhesión micromecánica, si éstas tienen dimensiones microscópicas (Nakabayashi y Pashley, 1998).

Cualquiera que sea el mecanismo de adhesión utilizado, el adhesivo debe ser capaz de humedecer la superficie a adherir para que pueda entablarse un contacto íntimo entre ambos. Por tanto, para obtener una adecuada humectación es requisito que el ángulo de contacto sea bajo, idealmente cercano a 0° (McCabe, 1988).

En consecuencia, se puede establecer que la adhesión en Odontología se fundamenta en el siguiente proceso:

- Acondicionamiento del sustrato o adherente con el fin de alterar su morfología y/o su estructura química.
- Imprimación del adherente mediante la aplicación de una sustancia química, con la finalidad de hacer ese sustrato más receptivo al adhesivo.
- Aplicación del adhesivo.

Estos tres pasos no tienen por qué darse siempre, ni de forma claramente diferenciada. Pueden darse simultáneamente o faltar alguno de ellos, en función del sistema adhesivo que se aplique.

El mecanismo básico de adhesión al esmalte y a la dentina consiste esencialmente en un proceso de intercambio mediante el cual se sustituye una parte del contenido mineral de los tejidos duros por monómeros de resina que, tras su polimerización, se quedan micromecánicamente retenidos en las microporosidades creadas (Van Meerbeek, 2003).

B. Clasificación de los sistemas adhesivos

La clasificación que se desarrolla a continuación atiende a la realizada por Van Meerbek *et al.*, en el año 2003, la cual establece tres grandes grupos de sistemas adhesivos:

B.1 Adhesivos de grabado ácido total

- **Concepto**

Esta estrategia para conseguir adhesión precisa de, al menos, dos pasos, aunque inicialmente se basaba en tres. Consiste en la aplicación de un agente acondicionador del tejido (y su lavado posterior), seguido de un imprimador o *primer* que mejora la adhesión y, finalmente, de una resina adhesiva.

La versión simplificada de la técnica aúna los dos últimos pasos (muchas veces son referidos como adhesivos de un bote) pero requiere siempre del distintivo grabado ácido previo total.

- **Efecto del ácido en el esmalte**

El mecanismo de adhesión al esmalte apenas ha sufrido modificaciones importantes desde que Buonocore propusiera en 1955 el grabado con ácido ortofosfórico del esmalte (Buonocore, 1955), tras conocer el uso que a este ácido se le daba en la industria para preparar superficies metálicas antes de ser pintadas. Originalmente lo aplicó sobre el esmalte en la misma concentración que para la preparación del metal (85%) y demostró la importante mejoría de la unión entre la resina y el esmalte previamente grabado en un estudio que fue polémico e innovador a partes iguales.

Posteriormente, la concentración del ácido, así como el tiempo de aplicación sobre el esmalte, fueron progresivamente reduciéndose, hasta situarse en los

parámetros aceptados actualmente: 32-40% y 20-30 segundos (Gilpatrick, Ross y Simonsen, 1991; Perdigão y Ritter, 2001; Gardner y Hobson, 2001). Si bien es cierto que otros autores afirman que este tiempo puede reducirse a 15 segundos sin que la interfase adhesiva sufra microfiltración, dado que el patrón de grabado conseguido es semejante al observado tras 30 segundos de aplicación (Silverstone, Hicksn y Featherstone, 1985; Barkmeier, Shaffer y Gwinnett, 1986). Hoy en día, la mayoría de los fabricantes recomiendan aplicar 15 segundos el ácido ortofosfórico sobre el esmalte.

A pesar de estas modificaciones en la aplicación del ácido ortofosfórico, la búsqueda de sustancias grabadoras menos agresivas fue una constante durante los años 80 y 90. Se exploró el uso de ácidos más débiles y/o en concentraciones menores, como el cítrico, el maleico y el propio ortofosfórico al 10% y el oxálico y el nítrico al 2.5%. Algunos de estos ácidos se han asociado a bajos valores de adhesión (Swift y Cloe, 1993) y no existen evidencias firmes que corroboren la durabilidad de la adhesión entablada con el esmalte tras el uso de los mismos.

El ácido ortofosfórico posee un pH inferior a 1 y remueve aproximadamente 10 μm de la superficie del esmalte, generando una capa porosa de entre 5 y 50 μm de profundidad y dando lugar a tres patrones morfológicos distintos (Silverstone *et al.*, 1975). El más común, denominado tipo I, comprende básicamente la remoción de los núcleos de los prismas del esmalte, permaneciendo intacta la superficie. El patrón del tipo II es exactamente el opuesto al anterior, dado que los tejidos periféricos a los primas se disuelven y los núcleos no se ven afectados. El patrón III es menos homogéneo, pudiendo hallarse en él regiones similares a las descritas en los dos patrones primeros (Swift, Perdigão y Heymann, 1995). La caprichosa y siempre cambiante distribución de los prismas adamantinos, incluso en áreas muy pequeñas, hace que esta clasificación sea de utilidad fundamentalmente didáctica, ya que en la clínica aparecen siempre los tres tipos de grabado en una misma área de esmalte tratada.

El objetivo del grabado ácido del esmalte es crear microporosidades en su superficie debido a la disolución parcial de las estructuras prismáticas e interprismáticas, lo que modifica su índice de refracción, haciendo que adquiera un aspecto característico blanco tiza tras su deshidratación. Además, se producen otros efectos superficiales, ya que se incrementa la rugosidad microscópica y se aumenta la superficie de contacto entre el esmalte y la resina, además de elevarse la energía superficial del esmalte y reducirse el ángulo de contacto de las resinas cuando son aplicadas sobre éste, mejorando así la imbricación de la resina en la estructura adamantina (Silverstone *et al.*, 1975; Asmussen, 1977; Retief *et al.*, 1986).

Una vez concluida la disolución selectiva de los cristales de hidroxiapatita por la acción del ácido se aplica una resina que tenga unas propiedades físicas específicas que le permitan humectar correctamente la superficie, como son una viscosidad y una tensión superficial bajas, de modo que los monómeros penetran en las microporosidades por atracción capilar y copolimerizan entre sí. La resina se introduce entre los prismas de apatita, envolviéndolos, y dando lugar a los denominados *macro-tags*. Pero también es capaz de generar *micro-tags*, fruto de la infiltración resinosa en las microporosidades distribuidas por los núcleos de los prismas grabados. Son precisamente estos últimos los que contribuyen de modo sustancial a la retención de la resina al esmalte (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

El mecanismo por el que se establece la adhesión al esmalte es, por lo tanto, micromecánico, basado en la penetración de los monómeros en las microrretenciones generadas en el esmalte (Perdigão *et al.*, 2000). Además, la traba mecánica generada contrarresta la fuerza de contracción de polimerización de la resina (Davidson, De Gee y Feilzer, 1984), lo que permite la retención de las restauraciones.

Como se explicó anteriormente, el esmalte es una sustancia prácticamente carente de humedad, por lo que tradicionalmente las resinas que se empleaban para adherirse a él estaban compuestas por monómeros altamente hidrófobos. Sin embargo, cuando la técnica de grabado ácido se extendió también a la dentina y se

sintetizaron nuevos adhesivos, también de baja viscosidad pero con solventes y *primers* hidrofílicos, estos fueron aplicados indistintamente en el esmalte y la dentina. El resultado fue una capacidad de penetración en las porosidades adamantinas y una calidad adhesiva similares entre los adhesivos hidrofílicos y las resinas hidrófobas (Hotta *et al.*, 1992; Swift, Perdigão y Heymann, 1998).

- **Efecto del ácido en la dentina**

El ácido ortofosfórico desmineraliza la dentina en una profundidad de entre 3 y 5 μm desde su superficie (dependiendo de la concentración, pH, viscosidad y tiempo de aplicación), actuando sobre la dentina peritubular e intertubular y eliminando el barrillo dentinario, lo que conlleva la exposición de la malla de fibras colágenas, desprovistas de hidroxiapatita (Van Meerbeek *et al.*, 1992; Perdigão *et al.*, 1996; Nakabayashi y Pashley, 1998).

Como consecuencia de esto, aumenta la superficie de contacto y se ensancha la entrada de los túbulos dentinarios expuestos, adquiriendo éstos un aspecto de embudo (Eliades *et al.*, 1997; Toledano *et al.*, 1999).

En los adhesivos de tres pasos, el *primer* supone el segundo paso, mientras que en aquellos sistemas de dos pasos se aplica conjuntamente con la resina adhesiva.

El *primer* contiene moléculas bifuncionales, hidrófilas e hidrófobas, que van a alterar positivamente la energía superficial de la dentina para que la resina adhesiva pueda humectar correctamente la superficie dentinaria. El monómero más habitual por ser hidrófilo es el HEMA (2-hidroxietil metacrilato) junto con la inclusión de solventes volátiles, que pueden ser acetona, etanol y/o agua. Los solventes desplazan el agua remanente, y permiten que los monómeros penetren y difundan rápidamente entre los microespacios de las fibras colágenas, envolviéndolas (Nakabayashi y Takarada, 1992; Carvalho *et al.*, 2003). El grupo hidrófobo de las

moléculas del primer podrá copolimerizar con los monómeros incluidos en la resina adhesiva.

Dicha resina, hidrófoba y libre de solventes, difunde por los túbulos dentinarios libres de barrillo, dando lugar a los denominados *tags* de resina, prolongaciones resinosas que ocupan la luz de entrada de los túbulos. Su longitud y grosor son variables y dependientes del grado de apertura y profundidad tubular logrado por el agente ácido, así como por la presencia de fluido dentinario (Tay, Gwinnett y Wei, 1996), la presión intrapulpar o los núcleos minerales en el caso de dentina esclerótica (Pashley y Carvalho, 1997).

Esta resina también va a infiltrar la malla colágena expuesta a lo largo del frente de grabado abierto por el ácido ortofosfórico, creando como resultado un conglomerado híbrido, compuesto por colágeno, resina, hidroxiapatita residual y trazas de agua conocido como capa híbrida (Nakabayashi, Kojima y Masuhara, 1982; Van Meerbeek *et al.*, 1992).

En el caso de los adhesivos de un solo bote, o de dos pasos, los monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos están en una única solución, disueltos en un solvente orgánico, junto con fotoiniciadores y, en muchos casos, relleno.

La presencia de solventes en las resinas adhesivas es indispensable para adherirse correctamente a la dentina, ya que la naturaleza húmeda de este sustrato sólo permite la penetración si la resina aplicada es considerablemente hidrofílica (Watanabe, Nakabayashi y Pashley, 1994). Por lo tanto, agregar monómeros hidrofílicos, por un lado, y un solvente, por el otro, mejora el comportamiento del adhesivo en un medio húmedo (Tay y Pashley, 2003). Además, la baja viscosidad de los *primers* y/o de las resinas adhesivas se debe, en gran medida, a que sus monómeros se encuentran disueltos gracias al solvente, lo que aumenta su capacidad de difusión por la superficie de los tejidos duros y entre las posibles microrretenciones presentes en la misma (Van Landuyt *et al.*, 2007a).

Los solventes más frecuentemente empleados en los adhesivos dentales son el agua, el etanol y la acetona.

Una de las mayores ventajas del agua es su capacidad para re-expandir la malla colágena expuesta en la superficie de la dentina, tras la eliminación de la hidroxiapatita circundante (Carvalho *et al.*, 1996; Carvalho *et al.*, 2003). Sin embargo, tiene un bajo poder solvente sobre compuestos hidrófobos, como suelen ser la mayoría de los monómeros. Esta dificultad puede ser compensada mediante la adición de un segundo solvente, como etanol o acetona. Además, su baja presión de vapor hace que sea difícil de remover de la capa adhesiva. Su combinación con monómeros hidrofílicos, como HEMA, reduce aún más su volatilidad (Pashley *et al.*, 1998) y aumenta su presencia en la interfase adhesiva, lo que compromete la calidad adhesiva debido a la presencia en la interfase de micelas de agua (Tay, Gwinnett y Wei, 1998).

El etanol tiene una mayor presión de vapor que el agua, lo que permite que su evaporación sea más sencilla y fácil de conseguir mediante la aplicación de aire. Frecuentemente se emplea el etanol junto al agua, lo que mejora la evaporación de ésta (Van Landuyt *et al.*, 2007a). El etanol deseca más la superficie de la dentina que el agua, además, se ha observado que es capaz de fijar las fibras colágenas (Maciel *et al.*, 1996), por lo que reduciría la posibilidad de colapso de la malla expuesta (Carvalho *et al.*, 2003). Además, no es el solvente indicado para los monómeros con ácidos carboxílicos, ya que éstos pueden esterificarse en su presencia, quedando así inactivada su capacidad ácida (Sarr *et al.*, 2010).

En cuanto a la acetona, ésta es capaz de disolver solutos polares y apolares, lo que la hace muy apropiada para aquellos adhesivos que combinan monómeros hidrófobos e hidrofílicos (Van Landuyt *et al.*, 2007a). Tiene una presión de vapor muy superior al etanol, lo que facilita mucho su eliminación, aunque esto puede reducir la vida útil de los adhesivos que incorporan acetona, dada su extrema volatilidad. La acetona puede presentarse como único solvente o en combinación con agua, lo que es más frecuente en los adhesivos autograbadores. Al igual que el etanol, mejora la

evaporación del agua (Abate, Rodriguez y Macchi, 2000). Es más, la alta volatilidad de la acetona obliga a llevar a cabo una técnica húmeda de adhesión a la dentina, es decir, el adhesivo debe ser aplicado en una superficie de dentina correctamente hidratada, con el fin de evitar el colapso de la malla colágena como consecuencia de una desecación extrema (Pashley *et al.*, 2002).

Todos ellos son solventes orgánicos, sencillos, económicos y, lo más importante, biocompatibles (Ohhashi *et al.*, 1997). Unos años después se utilizó otro solvente, el terbutanol, que presenta una presión de vapor muy similar al etanol y mejor relación con los monómeros funcionales, ya que no promueve su esterificación (Sarr *et al.*, 2010).

La presión de vapor de un solvente es importante para garantizar su correcta evaporación una vez que el adhesivo se ha aplicado en el tejido dental (Abate, Rodriguez y Macchi, 2000; Ikeda *et al.*, 2005). La inyección de aire sobre la capa de adhesivo antes de su polimerización facilita la salida del solvente (Spreafico *et al.*, 2006), además de adelgazar el grosor de la misma, lo que, a su vez, también incrementa dicha evaporación (Zheng *et al.*, 2001).

A pesar de estas maniobras, la completa evaporación del solvente es difícil de conseguir (Nunes *et al.*, 2005; Ikeda *et al.*, 2005), por lo que puede quedar cierta cantidad en el seno de la capa adhesiva. El solvente remanente puede perjudicar la polimerización del adhesivo debido a la dilución de los monómeros. Además, al quedar atrapado, puede generar burbujas o defectos en la capa adhesiva, así como predisponerla a sufrir mayor permeabilidad (Hotta, Kondoh y Kamemizu, 1998; Hashimoto *et al.*, 2004).

Con la aparición de los adhesivos de un solo bote, el procedimiento convencional de aplicación se modificó y simplificó. Sin embargo, cabe destacar que estos sistemas adhesivos necesitan que se utilice una técnica de adhesión húmeda al no realizarse el paso de imprimación de forma independiente. La dentina debe mantenerse húmeda para evitar que el colágeno desmineralizado se colapse,

impidiendo la infiltración completa del adhesivo y, por tanto, el establecimiento de una capa híbrida competente (Van Meerbeek *et al.*, 1998).

En la dentina, por tanto, el mecanismo de adhesión está basado en la difusión primaria y depende de la hibridación de la resina y las fibras colágenas. La unión química se considera improbable, ya que los grupos funcionales de los monómeros resinosos sólo tienen afinidad por los componentes minerales, los cuales desaparecen casi totalmente por la acción del ácido (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Pashley *et al.*, 2012).

Tanto en los adhesivos de tres pasos como de dos, los solventes tienen como función principal promover una adecuada penetración de los monómeros por entre las fibras colágenas (Nakajima *et al.*, 2002).

- **Comportamiento y limitaciones**

Este grupo de adhesivos cuenta con el privilegio de ser considerado el patrón oro en lo que a adhesión al esmalte se refiere, tal y como demuestran diversos estudios de diseños variados (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Peumans *et al.*, 2005; De Munck *et al.*, 2005a y 2005b; Loguercio *et al.*, 2006; Perdigão *et al.*, 2009; Perdigão, Monteiro y Gomes, 2009; Pashley *et al.*, 2011).

Los sistemas adhesivos de tres pasos, además, ofrecen un muy buen comportamiento en la dentina (Peumans *et al.*, 2005; Pashley *et al.*, 2011). Sus ventajas, por lo tanto, han sido ampliamente demostradas, pero, a pesar de ello, no son los sistemas adhesivos más empleados hoy en día.

Por su parte, los adhesivos de dos pasos son mucho más empleados que los de tres, principalmente por el ahorro en el tiempo de trabajo que permiten. Sin embargo, su funcionamiento no alcanza el de los adhesivos de tres pasos, algo que ha sido puesto de manifiesto en estudios *in vitro* y clínicos (Finger y Balkenhol, 1999; Armstrong *et al.*, 2003; Peumans *et al.*, 2005; Van Meerbeek *et al.*, 2005).

La simplificación de los tres a los dos pasos ha acarreado algunos inconvenientes, ya que algunos adhesivos de dos pasos pueden requerir más de una aplicación para poder alcanzar una adecuada infiltración en la malla colágena (Platt *et al.*, 2001). Además, la hibridación puede no ser todo lo íntima que debiera por la combinación de primer y adhesivo en una misma solución (Van Meerbeek *et al.*, 2003). La naturaleza hidrofílica y rica en solventes de estos sistemas les hacen más susceptibles a la absorción de agua y a la degradación hidrolítica (De Munck *et al.*, 2005a; Breschi *et al.*, 2008), algo que se acrecienta al no contar con una capa suficientemente hidrófoba que detenga el ingreso de agua que puede difundir desde la capa híbrida (Tay *et al.*, 2004).

El manejo de la dentina grabada antes de la aplicación del adhesivo es un factor fundamental para asegurar el establecimiento de una correcta hibridación. Para ello la malla de colágeno debe estar hidratada y expandida, para evitar su colapso, por lo que este procedimiento ha sido denominado como "técnica húmeda" (Kanca, 1992; Van Meerbeek *et al.*, 1998). Sin embargo, el control del grado de humedad óptimo es muy difícil de establecer y por ello esta técnica se considera bastante sensible (Frankenberger, Kramer y Petschelt, 2000; Zhang *et al.*, 2005; Giachetti *et al.*, 2008). Un exceso de humedad incorporará demasiada agua a la interfase, lo que influye negativamente a la adhesión, llegando incluso a producir la separación de las fases hidrófobas e hidrófilas (Tay *et al.*, 1996) y reducir la conversión del adhesivo, lo que repercute en las propiedades mecánicas de la interfase adhesiva (Ikeda *et al.*, 2005). Por el contrario, si la matriz colágena se deseca puede producirse su colapso, lo que formará una capa de colágeno desmineralizado impermeable para los monómeros resinosos (Pashley *et al.*, 1993), impidiendo la formación de una capa híbrida homogénea (Gwinnett y Kanka, 1992).

Además, la evaporación excesiva o deficiente del solvente una vez aplicado el adhesivo, también juega un papel importante en el grado de conversión de la resina adhesiva (Giannini *et al.*, 2008).

Como se puede ver, la separación de las fases de grabado y aplicación del adhesivo supone el mayor inconveniente de este grupo de sistemas, pudiendo afectar negativamente la formación de la capa híbrida, además de conducir a una discrepancia entre la desmineralización y la infiltración (Perdigão et al., 1994). Además, la absoluta hibridación de la malla colágena expuesta es prácticamente inalcanzable, incluso con los adhesivos de tres pasos. Esta infiltración incompleta permitiría en el laboratorio la filtración y el depósito de nitrato de plata en los espacios submicrométricos (de entre 20 y 100 nm de anchura), permitiendo su observación mediante microscopía electrónica. Este modo de degradación de la capa híbrida se conoce como nanofiltración (Sano et al., 1994a), y varios estudios lo han hallado para este tipo de adhesivos (Sano et al., 1994a; Tay y Pashley, 2003b; Van Meerbeek, 2007).

B.2 Adhesivos autograbadores

- **Concepto y clasificación**

Los sistemas adhesivos autograbadores son aquellos que no precisan de la aplicación previa de un ácido grabador, ya que contienen monómeros acídicos de bajo peso molecular capaces de acondicionar e infiltrar el tejido dental de forma simultánea, por lo que el riesgo de discrepancia entre ambas maniobras disminuye o desaparece (Tay y Pashley, 2001; Van Meerbeek et al., 2003; Carvalho et al., 2005). Este enfoque ha hecho que sean considerados más fáciles de usar, además de tener una aplicación más rápida, por lo que su uso ha aumentado mucho en los últimos años (Van Meerbeek et al., 2011). Otra ventaja asociada a esta familia de productos respecto a los adhesivos de grabado ácido es la menor incidencia, o incluso ausencia, de la sensibilidad postoperatoria (Perdigão, Geraldini y Hodges, 2003).

Los sistemas autograbadores pueden ser, según el número de pasos que requiere su aplicación, de dos o de un solo paso. Los de dos pasos exigen la aplicación de un primer autograbador y, posteriormente, la resina adhesiva. Los sistemas de un

solo paso, también conocidos como “todo en uno” (en literatura aglosajona “all in one”), son productos que graban, acondicionan y se adhieren al tejido simultáneamente (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Los adhesivos autograbadores contienen moléculas acídicas, como monómeros fosfatados (MDP, PENTA, di-HEMA fosfato y ésteres) y moléculas orgánicas (4-MET, ácidos maleico e itacónico), además de monómeros hidrófilos, como el HEMA, y agua, elemento fundamental para que se pueda establecer la ionización y, de este modo, el autograbado de los tejidos duros dentarios (Van Landuyt *et al.*, 2007a; Van Meerbeek *et al.*, 2011).

La profundidad de grabado de estos sistemas va reduciéndose a medida que los monómeros penetran en el tejido dental, ya que el componente mineral tampona su progreso (Salz *et al.*, 2006). La capacidad desmineralizadora de los adhesivos autograbadores, no obstante, depende fundamentalmente de su pH, así como del tipo de monómero ácido que contengan, de su pKa, de la concentración empleada, de la duración de aplicación, de su osmolaridad, humectancia, viscosidad y de su concentración acuosa (Kenshima *et al.*, 2006).

De hecho, la clasificación actual de estos adhesivos se basa en su grado de acidez (Van Meerbeek *et al.*, 2011), de la cual depende la interacción que alcanzan con los tejidos duros dentarios, dividiéndolos en:

- ultrasuaves (pH>2.5), que establecen una nanointeracción,
- suaves (pH≈2), con una interacción aproximada de 1 μm,
- fuertes intermedios (1<pH<2), con una interacción no superior a 2 μm,
- fuertes (pH≤1), con una interacción de varias micras.

La extensión de la interacción que establecen con los tejidos duros (capa híbrida en el caso de la dentina) puede ser, por lo tanto, muy variable.

- **Efecto en los tejidos duros dentales**

Respecto al pH, y citando la clasificación anteriormente expuesta, los autograbadores denominados fuertes poseen una mayor capacidad desmineralizadora, de hecho, su efecto en el esmalte se aproxima mucho al del ácido ortofosfórico al 37% (Pashley y Tay, 2001; Grégoire y Ahmed, 2007) y sobre la dentina son capaces de exponer el colágeno, eliminar gran cantidad del barrillo dentinario y formar *tags* de resina, aunque menos numerosos, más delgados, especialmente en su base, y más cortos (Inoue *et al.*, 2000; Tay y Pashley, 2001). Sin embargo, al contrario que lo que ocurre con los adhesivos de grabado ácido total, en este caso los fosfatos cálcicos disueltos no son eliminados de la interfase, permaneciendo en ella y debilitándola, en base a su muy alta inestabilidad hidrolítica (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

Los adhesivos autograbadores intermedios y suaves actúan como disolventes del barrillo dentinario, es decir, no son capaces de eliminarlo. De modo que el enfoque autograbador considera al barrillo un sustrato adhesivo legítimo al incorporarlo como elemento de la interfase (Van Meerbeek *et al.*, 2003). A nivel dentinario sólo disuelven parcialmente la superficie dentinaria, de modo que una cantidad sustancial de hidroxiapatita se queda disponible en la capa híbrida, permitiendo que se pueda establecer la interacción química con ésta (Yoshida *et al.*, 2004a). Además, posibilitan que el colágeno permanezca protegido por la hidroxiapatita (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

- **Mecanismo de acción**

Tal y como se ha explicado, el principio por el cual los adhesivos autograbadores consiguen adherirse a los tejidos dentarios depende de su acidez y de su capacidad de interacción química con los mismos. Los sistemas más ácidos basan su funcionamiento en la hibridación de los tejidos duros, al establecer una traba micromecánica, de forma similar a los adhesivos de grabado ácido pero mucho

menos extensa que la lograda por éstos (Inoue *et al.*, 2000; Van Meerbeek *et al.*, 2003; Yoshida *et al.*, 2004a).

Los adhesivos autograbadores suaves, por el contrario, fundamentan su mecanismo en el establecimiento de una unión química con los tejidos duros, lo que beneficia la calidad y, sobre todo, la longevidad de la adhesión (Yoshida *et al.*, 2000 y 2004a).

La forma en la que los monómeros interactúan con los tejidos ricos en hidroxiapatita ha sido descrita bajo el denominado concepto de adhesión-descalcificación (Yoshida *et al.*, 2001; Yoshioka *et al.*, 2002). Este modelo demuestra que, inicialmente, todos los ácidos son capaces de unirse químicamente (mediante un intercambio iónico) a la hidroxiapatita mediante sus grupos carboxilo, que sustituyen al fosfato y se adhieren al calcio. Este intercambio iónico conlleva la liberación a la propia solución de iones fosfato (PO_4^{-3}) y aniones hidroxilo (OH) procedentes de la hidroxiapatita, permaneciendo electroneutra la superficie de ésta (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

La formación de la nueva molécula desemboca en la generación de una sal cálcica, cuya futura estabilidad hará que la molécula permanezca unida o, por el contrario, se disuelva. Así, determinadas moléculas como 10-MDP (un monómero funcional de adhesivos autograbadores) o el ácido polialquenoico (polímero funcional en los ionómeros de vidrio) se unirán químicamente al calcio de la hidroxiapatita y formarán sales estables de calcio-fosfato y calcio-carboxilo, respectivamente, habiendo producido para ello una somera descalcificación de la superficie de la hidroxiapatita. Este patrón es típico de los adhesivos autograbadores suaves o ultrasuaves, así como de los cementos de ionómero de vidrio (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

Por el contrario, otras moléculas como el ácido ortofosfórico y el maleico, así como determinados monómeros funcionales de adhesivos autograbadores, como el fenil-fosfato, serán capaces de unirse inicialmente al calcio, pero rápidamente se

separarán, debido a que las sales resultantes son, en estos casos, altamente inestables y débiles. Los iones fosfato con carga negativa desprenderán progresiva y continuamente a los iones de calcio (Ca^{+2}) de la superficie y más profundamente, hasta una extensión variable, dependiendo del tiempo de aplicación. El resultado es una acción sobre los tejidos calcificados muy similar a la que genera el ácido ortofosfórico, una severa descalcificación, tanto en el esmalte como en la dentina (Yoshida *et al.*, 2000; Van Meerbeek *et al.*, 2011).

Por todo esto, el monómero funcional de los adhesivos autograbadores se considera un factor capital que determinará su capacidad de unión química. El 10-MDP y el fenil-fosfato, ya mencionados, son, junto al 4-MET, los monómeros más empleados en las formulaciones de estos adhesivos. Las uniones que ofrecen y las sales cálcicas que forman, no obstante, no son igual de eficaces ni estables, ya que en primer lugar se sitúa el 10-MDP, seguido del 4-MET y, por último, el fenil-fosfato (Yoshida *et al.*, 2004a).

- **Comportamiento y limitaciones**

Como ya se expuso anteriormente los adhesivos denominados fuertes presentan un comportamiento en el esmalte que se asemeja mucho al conseguido con ácido ortofosfórico, pero, al contrario que en esta técnica, los fosfatos cálcicos no pueden ser extraídos de la interfase al no haber un aclarado posterior al grabado. Se estima que estos compuestos son muy sensibles a la degradación hidrolítica, por lo que su presencia en la capa híbrida sólo puede aumentar la tendencia a la degradación de ésta (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

Los estudios *in vitro* reportan que estos sistemas presentan un aceptable comportamiento cuando se adhieren al esmalte, algo que no se detecta en la adhesión a la dentina, donde es especialmente mejorable la durabilidad de su unión (Shirai *et al.*, 2005; De Munck *et al.*, 2006; Guéders *et al.*, 2006). Este mal comportamiento podría deberse tanto a esos cristales inestables incorporados en la capa híbrida como a la imposibilidad de establecer ningún tipo de interacción química

con las fibras de colágeno expuestas por su amplia desmineralización (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

Los adhesivos autograbadores suaves producen un grado de desmineralización totalmente diferente, ya que disuelven la dentina sólo parcialmente y dejan una cantidad suficiente de cristales de hidroxiapatita con los que poder establecer una adhesión química. La calidad y durabilidad de ésta, como anteriormente se indicó, dependerá muy directamente del monómero funcional empleado. La patente del monómero 10-MDP, que ha mostrado sistemáticamente una unión muy eficaz a la hidroxiapatita (Inoue *et al.*, 2005; Yoshida *et al.*, 2004a) ha pertenecido desde su síntesis hasta el año 2012 a la casa comercial japonesa Kuraray, que lo empleó en toda la línea de adhesivos Clearfil y en sus cementos de resina. Concretamente, el adhesivo autograbador de dos pasos Clearfil SE Bond ha demostrado una adhesión a la dentina muy eficaz, fiable y longeva, a tenor de sus resultados, superiores a los de otros adhesivos autograbadores y de grabado ácido total, tanto en estudios *in vitro* como clínicos (Ikeda *et al.*, 2005dm; Peumans *et al.*, 2005; De Munck *et al.*, 2005a; Shirai *et al.*, 2005; De Munck *et al.*, 2006; Perdigão *et al.*, 2006; Peumans *et al.*, 2010), lo que le hacen ser considerado el patrón oro en lo que a la adhesión a la dentina respecta (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

Sin embargo, la eficaz adhesión que algunos de estos sistemas suaves demuestran en la dentina encuentra su contrapartida en la mediocre efectividad cuando se adhieren al esmalte (Pashley y Tay, 2001; Perdigão y Geraldini, 2003; Van Landuyt *et al.*, 2006). Esto puede resultar contradictorio después de constatar que el mantenimiento de hidroxiapatita en la interfase predispone el establecimiento de una potente unión a la dentina, ya que el esmalte contiene mucha más hidroxiapatita. Y precisamente esta parece ser la causa, ya que resulta necesario obtener, mediante el agente grabador que sea, cierto grado de traba micromecánica en el esmalte para proporcionar una interfase resistente (Van Landuyt *et al.*, 2006; Perdigão, 2007; Lührs *et al.*, 2008; Erickson, Barkmeier y Latta, 2009; Peumans *et al.*, 2010; Ermis *et al.*, 2010).

Por tanto, el grabado selectivo de los márgenes de esmalte con ácido ortofosfórico de manera previa a la aplicación de un adhesivo autograbadador suave, convirtiendo una técnica de dos pasos en una de tres, es altamente recomendable. Esta maniobra permite aunar las demostradas ventajas que la técnica de grabado ácido ha mostrado en el esmalte con el buen comportamiento a largo plazo que los adhesivos autograbadadores suaves proporcionan al adherirse a la dentina. Este protocolo ha sido aplicado clínicamente con éxito (Peumans *et al.*, 2010, Ermis *et al.*, 2010).

Al igual que en los adhesivos de grabado ácido, con estos productos también es necesario evaporar el solvente, que en este caso puede estar presente tanto en el primer como en el adhesivo. Por ello, siempre es recomendable facilitar la evaporación del solvente con un ligero chorro de aire. El conseguirlo resulta más sencillo en el caso de los autograbadadores de dos pasos que en los de uno (Sadr *et al.*, 2007).

Como ya se citó, el agua supone un elemento indispensable para conseguir la correcta ionización de los monómeros acídicos (Hiraishi *et al.*, 2005), al disociarse los ácidos débiles en formas más agresivas y ser, por consiguiente, capaces de permeabilizar el barrillo dentinario y desmineralizar la dentina subyacente (Tay y Pashley, 2001; Pradelle-Plasse *et al.*, 2004). Por lo tanto, tal y como ocurría con los adhesivos de grabado ácido, también es preciso prestar atención al grado de humedad del tejido, puesto que un exceso de agua supondría un aligeramiento excesivo del adhesivo y, por tanto, un empobrecimiento de la integridad de la interfase resultante (Hiraishi *et al.*, 2005). Con estos adhesivos, el problema de un hipotético déficit de humedad es más fácilmente solucionable, dado que todos los adhesivos autograbadadores contienen, en mayor o menor medida, agua, capaz de rehidratar aquellas superficies insuficientemente húmedas (Van Landuyt *et al.*, 2007a).

En definitiva, el hecho de suprimir pasos clínicos y simplificar el procedimiento adhesivo los hace más atractivos para usar y, ciertamente, reduce la posibilidad de

introducir errores de ejecución y manipulación como ocurre frecuentemente con la técnica de adhesivos de grabado ácido total (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

Sin embargo, los adhesivos autograbadores de un solo paso o “todo en uno” han mostrado en numerosas ocasiones unos valores de resistencia adhesiva considerablemente inferiores a los reportados por los adhesivos autograbadores de dos pasos y los adhesivos de grabado ácido total (Peumans *et al.*, 2005; Osorio *et al.*, 2008; Sarr *et al.*, 2010). Tay *et al.*, (2002) describieron que se comportan como membranas semipermeables incluso después de su polimerización. Estos adhesivos presentan una gran susceptibilidad a la degradación hidrolítica y a la nanofiltración (Tay, Pashley y Yoshiyama, 2002).

Además, son mezclas químicamente complejas de componentes hidrófilos e hidrófobos en una única solución (Van Meerbeek *et al.*, 2011) por lo que presentan una alta tendencia a la separación de fases (Van Landuyt *et al.*, 2005). Dicho problema se corrige añadiendo HEMA a su composición, lo que, como efecto adverso, aumenta la hidrofilia de la interfase adhesiva resultante y, por extensión, la predisposición a sufrir degradación hidrolítica (Van Landuyt *et al.*, 2007a).

B.3 Cementos de ionómero de vidrio

Los cementos de ionómero de vidrio son los únicos materiales autoadhesivos al tejido dental, en principio, sin requerir de ningún pretratamiento superficial. Aunque en ocasiones sí se aplican acondicionadores débiles para mejorar su capacidad adhesiva (Inoue *et al.*, 2001), de modo que el enfoque de este sistema de adhesión puede ser en uno o dos pasos.

La propiedad autoadhesiva de los ionómeros de vidrio tiene un origen doble.

En primer lugar, la retención micromecánica que se consigue está basada en una hibridación superficial de la malla de hidroxiapatita expuesta (Yip *et al.*, 2001). A este respecto los ionómeros se comportarían como un adhesivo autograbador suave.

El segundo fundamento de su mecanismo de autoadhesión es más específico y relevante, al producirse una adhesión química por el establecimiento de enlaces iónicos entre los grupos carboxilos del ácido polialquenoico y el calcio de la hidroxiapatita remanente alrededor del colágeno expuesto. Esto ha sido demostrado al aplicar ácidos polialquenoicos en hidroxiapatita pero también en el esmalte y la dentina (Fukuda *et al.*, 2003).

1.3 Eficacia adhesiva

A. Longevidad de la adhesión

La mayoría de los sistemas adhesivos actuales ofrecen unos resultados relativos a la retención y sellado marginal de la restauración satisfactorios en el plazo inmediato y corto, pudiendo contrarrestar, en principio, la contracción de polimerización de la resina compuesta (Inoue *et al.*, 2001; Breschi *et al.*, 2008). Sin embargo, la durabilidad y estabilidad de la interfase adhesiva establecida por algunos de estos sistemas a los tejidos duros dentales, especialmente a la dentina, continúa siendo cuestionable (De Munck *et al.*, 2005a). De hecho, se ha determinado que los valores de adhesión a la dentina testados de forma inmediata no siempre se correlacionan con su estabilidad a largo plazo, ya que la degradación de la interfase adherida a la dentina puede ya ser apreciable tan solo 6 meses después (Carrilho *et al.*, 2005; De Munck *et al.*, 2005a; Tay *et al.*, 2005).

Cualquiera sea la técnica empleada, la estabilidad de la adhesión conseguida pasa por la creación de una capa híbrida compacta y homogénea, ya que la calidad de dicha unión se basa en la infiltración del sustrato dentinario por los monómeros resinosos. Debido a que la capa híbrida está conformada por la mezcla de colágeno dentinario, cristales residuales de hidroxiapatita, monómeros resinosos y solventes, su longevidad está sujeta a la supervivencia de cada uno de estos componentes (Santerre, Shajii y Leung, 2001; Van Meerbeek *et al.*, 2003), así como a los distintos fenómenos de degradación que afecten al conjunto (Breschi *et al.*, 2008).

A.1 Degradación del adhesivo

Hashimoto *et al.*, describieron dos patrones de degradación de la interfase adhesiva: desorganización de las fibras colágenas e hidrólisis de la resina (Hashimoto *et al.*, 2003a).

La hidrólisis es un proceso químico que rompe los enlaces covalentes en los polímeros mediante la adición de agua a los enlaces éster, conduciendo a la progresiva pérdida de la estructura de la resina (Tay y Pashley, 2003b). El ingreso de agua desde el entorno húmedo se considera una causa capital de la degradación de la resina adhesiva integrante de la capa híbrida, ya que se asocia íntimamente con la reducción que la capacidad adhesiva experimenta con el paso del tiempo (Shono *et al.*, 1999a; Tay *et al.*, 2005). Las propiedades mecánicas de la resina experimentan un deterioro generalizado que recibe el nombre de plastificación (Ferracane, Berge y Condon, 1998; Yiu *et al.*, 2004). Se ha descrito también la existencia de ciclos de absorción y liberación de agua que producen microgrietas, las cuales afectan a la red del polímero (Yiu *et al.*, 2004). Además, la presencia de solventes acrecienta estos efectos, puesto que el grado de conversión disminuye y la predisposición a la plastificación de la resina aumenta (Cadenaro *et al.*, 2005; De Munck *et al.*, 2007).

Todos los sistemas adhesivos son susceptibles de sufrir degradación hidrolítica en mayor o menor medida, pero, dado que la degradación de la resina está ligada a su facilidad para absorber agua, la hidrofilia de los adhesivos modula su predisposición a sufrir este desagradable fenómeno (De Munck *et al.*, 2005a; Van Landuyt *et al.*, 2007a). Por esta razón, los adhesivos simplificados, que combinan monómeros hidrofílicos e hidrófobos (adhesivos de grabado ácido total de dos pasos y adhesivos autograbadores "todo en uno") pueden dar lugar a interfases carentes de una adecuada capa de resina hidrófoba, aislada y libre de solventes, lo que les hace más susceptibles a la degradación hidrolítica (Tay y Pashley, 2002; Breschi *et al.*, 2008).

El mayor ejemplo de degradación hidrolítica lo representan los adhesivos autograbadores de un solo paso, muy ricos en monómeros altamente hidrofílicos (Yiu *et al.*, 2004), lo que les lleva a comportarse como membranas semipermeables, incluso después de su polimerización (Tay *et al.*, 2002). Con ellos se evidencia con la técnica e nanofiltración la aparición de canales en la resina a través de los cuales fluye el agua formando el nitrato de plata imágenes similares a árboles de agua (Tay y Pashley, 2003b).

Los adhesivos de grabado ácido de dos pasos también han mostrado considerables grados de permeabilidad incluso después de su polimerización, debido a su mayor contenido de monómeros hidrofílicos en comparación con sus predecesores de tres pasos (Tay y Pashley, 2002; Tay *et al.*, 2002).

Por eso podemos afirmar que la durabilidad de la interfase resina-dentina depende directamente del adhesivo y no de la estrategia de adhesión empleada (Tay y Pashley, 2002; Osorio *et al.*, 2008).

A.2 Degradación del colágeno expuesto

La captación de agua por parte de la resina juega un papel sinérgico en la degradación de la capa híbrida, puesto que el agua también es el elemento más activo en lo que a la desestructuración de las fibras colágenas se refiere, según certifican múltiples estudios (Sano *et al.*, 1999; Hashimoto *et al.*, 2000; Hashimoto *et al.*, 2003a, 2003b).

El objetivo de los procedimientos adhesivos es la completa infiltración y encapsulación de las fibras colágenas por la resina adhesiva, lo que debería protegerlas de la degradación (Hashimoto *et al.*, 2003b). Sin embargo, muchas de estas fibras no resultan completamente englobadas y quedan expuestas, sobre todo cuando se lleva a cabo una técnica de grabado ácido total en vez de la estrategia de autograbado (Spencer, Wang y Katz, 2004). Se ha podido observar cómo una deficiente difusión de la resina a través de la malla colágena resulta en un área con deficiente infiltración y abundancia de fibras sin envoltura, situada a lo largo de la parte inferior de la capa híbrida (Hashimoto *et al.*, 2003b; Spencer, Wang y Katz, 2004). Este hecho corrobora que el frente de infiltración y el de grabado presentan discrepancias de profundidad (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Breschi *et al.*, 2008).

La degradación de las capas híbridas que insuficientemente han englobado las fibras colágenas también puede producirse por la respuesta del propio huésped, en este caso por la activación de las metaloproteinasas, unas enzimas presentes en la

dentina (Pashley *et al.*, 2011; Mazzoni *et al.*, 2013). Éstas son una familia de endopeptidasas, dependientes de zinc y calcio, que regulan el metabolismo de tejidos basados en colágeno (Visse y Nagase, 2003). Como en otros tejidos basados en colágeno, la dentina contiene diferentes metaloproteinasas: la colagenasa MMP-8 (Sulkala *et al.*, 2007), las gelatinasas MMP-2 y -9 (Martin-De Las Heras *et al.*, 2000; Mazzoni *et al.*, 2009), estromelisina MMP-3 (Mazzoni *et al.*, 2011), y enamelisina MMP-20 (Sulkala *et al.*, 2002). Estas enzimas tienen un papel activo durante el desarrollo del diente hasta que éste concluye y la dentina se mineraliza, quedando entonces inactivadas y englobadas entre cristales de apatita (Nishitani *et al.*, 2006).

Se ha demostrado que la desmineralización de la dentina generada a partir de procedimientos adhesivos es capaz de despertar la actividad colagenolítica de estas enzimas, responsables fundamentales de la degradación de las fibras colágenas descubiertas (Visse y Nagase, 2003; Nishitani *et al.*, 2006; Pashley *et al.*, 2011).

La activación proteolítica de las metaloproteinasas se ha observado tras la aplicación tanto de ácido ortofosfórico (adhesivos de grabado ácido total) como de adhesivos autograbadores, si bien es cierto, que con el primero se observa una mayor y más rápida degradación de la capa híbrida, aunque probablemente esto suceda debido a que con esta técnica se expone una mayor cantidad de fibras colágenas (Mazzoni *et al.*, 2013).

Ante esto, se ha recomendado la aplicación de productos capaces de inhibir la actividad de las metaloproteinasas. El más estudiado y empleado es el digluconato de clorhexidina (CHX) que, aplicado individualmente o de forma conjunta al procedimiento adhesivo, disminuye la degradación de las interfases adhesivas a lo largo del tiempo (Hebling *et al.*, 2005; Carrilho *et al.*, 2007a, 2007b; Stanislawczuk *et al.*, 2009). Otros productos que pueden ser empleados son el cloruro de benzalconio o un monómero con actividad antimicrobiana llamado MDPB (12-metacriloiloxidodecilpiridinio bromuro), que tiene la ventaja de polimerizar con el adhesivo y permanecer en la interfase (Pashley, Tay e Imazato, 2011).

B. Medición *in vitro* de la resistencia adhesiva

El método ideal para conocer la resistencia adhesiva que un determinado material es capaz de alcanzar sería aquel que fuera sencillo de realizar (poco o nada sensible a la técnica) y relativamente rápido (Van Meerbeek *et al.*, 2010).

En general, las ventajas de las pruebas *in vitro* son, entre otras, las siguientes:

- La rapidez en obtener datos referentes a una propiedad o parámetro determinado.
- La relativa facilidad de su metodología.
- La posibilidad (y necesidad) de medir un parámetro específico, manteniendo constantes todas las demás posibles variables.
- La capacidad de comparar directamente el funcionamiento de un material nuevo o experimental con el de otro considerado como “patrón oro”.
- La posibilidad de analizar, con un mismo procedimiento, varios grupos experimentales de forma simultánea.
- El empleo, generalmente, de protocolos e instrumental relativamente sencillos y accesibles.

El objetivo final de cualquier análisis *in vitro* es, lógicamente, obtener unos datos sólidos y consistentes que fueran capaces de predecir el hipotético comportamiento clínico del material en cuestión.

Hoy en día, para medir la resistencia adhesiva al esmalte y a la dentina, podemos elegir entre diferentes metodologías, con distinto tipo de ensayo, procedimiento y tamaño de muestra. Así, se explicarán separadamente las distintas pruebas que se llevan a cabo, tanto con muestras cuya superficie adherida supera los 3 mm² (macro), como con aquellas en las que ésta es igual o inferior a 1 mm² (micro).

B.1 Pruebas a nivel macro

Una gran parte de los estudios científicos de los últimos 20 años y, por extensión, de la información disponible acerca de la resistencia adhesiva, se basaba en estudios que hacían uso de pruebas a nivel macro (Braga *et al.*, 2010; Salz y Bock, 2010). Sin embargo, desde 1995 las técnicas con muestras de tamaño micro han ido imponiéndose progresivamente (Braga *et al.*, 2010).

- **Resistencia a la cizalla**

Supone el tipo de estudio más empleado en el que están involucradas muestras de este tamaño (Burke *et al.*, 2008). Clásicamente ha consistido en medir la resistencia al despegamiento mediante la introducción de un instrumento afilado que avanza sobre la interfase adhesiva, aunque también existe la posibilidad de traccionar de los dos fragmentos adheridos (Watanabe y Nakabatashi, 1994). En cualquiera de los dos casos, lo que caracteriza a esta técnica es la existencia de dos fuerzas que se desarrollan paralelamente a la interfase, en la misma dirección pero en sentidos opuestos (Braga *et al.*, 2010).

Sin embargo, presenta ciertas limitaciones y los resultados obtenidos pueden verse afectados por el sustrato dental, el composite o el diseño del test (Leloup *et al.*, 2001; Braga *et al.*, 2010), pero, sobre todo, por el área adhesiva, ya que una cuidada limitación de la misma es primordial para que la carga de cizalla sea aplicada sobre la interfase adhesivo-diente y no sobre la de adhesivo-composite. Es, en parte por esto, por lo que existe un consenso general en la literatura científica actual que admite que la distribución del estrés de cizalla no se transmite uniformemente a lo largo de la interfase adhesiva ni se aplica exclusivamente sobre ésta (Braga *et al.*, 2010; Salz y Bock, 2010).

- **Resistencia a la tracción**

Las pruebas de tracción consisten en la aplicación de una fuerza perpendicular a la interfase y presentan una mejor distribución del estrés sobre la interfase

adhesiva, al contrario que lo anteriormente expuesto sobre la técnica de cizalla (Salz y Bock, 2010).

Esta técnica se encuentra en desuso como método para evaluar la eficacia de los sistemas adhesivos a los tejidos duros dentales, siendo, no obstante, frecuentemente empleada para valorar la unión con materiales restauradores como cerámicas o aleaciones metálicas (Abreu *et al.*, 2009; Kern, Barloi y Yang, 2009).

B.2 Pruebas a nivel micro

El desarrollo de este tipo de pruebas supone que, una vez realizada la técnica adhesiva, los dientes restaurados deben ser sometidos a posteriores procedimientos, conducentes a disminuir el tamaño de la muestra para que la superficie adherida no sea superior a 1 mm². Se consideran, por tanto, unas técnicas laboriosas y relativamente sensibles.

- **Resistencia a la cizalla**

Es una técnica que presenta ciertos inconvenientes, como que la tensión sobre la interfase se distribuye de forma muy heterogénea o que la causa principal del inicio de la fractura parece ser el componente de la tracción en el sitio de aplicación de la carga (DeHoff, Anusavice y Wang, 1995), lo que conduciría a una infraestimación de las tensiones que soporta la muestra en el momento del despegamiento (Versluis, Tantbiroj y Douglas, 1997). Mientras Placido *et al.*, (2007) la consideraron peor método para determinar la resistencia a la cizalla que la prueba de este tipo a nivel macro, diversos autores continúan empleándola, sobre todo para valorar la unión a cerámicas (Cavalcanti *et al.*, 2009; Mirmohammadi *et al.*, 2010; Valentino *et al.*, 2012).

- **Resistencia a la tracción**

Este tipo de ensayo fue desarrollado por Sano *et al.*, para evaluar la resistencia adhesiva en muestras de pequeño tamaño (aproximadamente 1mm²) (Sano *et al.*, 1994). Es el procedimiento más versátil y extendido, ya que más del 60%

de los estudios actuales enfocados a la resistencia adhesiva se realizan con técnicas de microtracción (Van Meerbeek *et al.*, 2010). Aunque es una técnica laboriosa y que precisa de un instrumental caro y específico, ofrece una versatilidad que no logran los métodos de tensión o cizalla convencionales (Armstrong *et al.*, 2010).

La resistencia a la microtracción se calcula como la carga de tracción en el momento de la fractura dividida por el área de la superficie adherida. Sin embargo, este valor solamente será válido si existe un estado de tensión uniforme y uniaxial en el momento de la máxima tensión, que debe ser homogéneamente distribuida por toda la sección transversal del área adherida (Goracci *et al.*, 2004; Soares *et al.*, 2008).

Por tanto, si las condiciones experimentales se mantuvieran constantes sería esperable que los valores de resistencia adhesiva fueran similares independientemente del laboratorio en el que fueran obtenidos. Pero ocurre todo lo contrario, los resultados de microtracción poseen una altísima variabilidad, lo que hace que los estudios que los originan sean prácticamente incomparables (Al-Salehi y Burke, 1997; Leloup *et al.*, 2001; Burke *et al.*, 2008; Armstrong *et al.*, 2010; De Munck *et al.*, 2012). Esta potencial variación entre distintos grupos de investigación puede alcanzar el 50% (coeficiente de variación), pero resulta también muy llamativo que incluso entre los resultados obtenidos dentro del mismo grupo o centro se haya detectado una variabilidad en ocasiones cercana al 40% (Scherrer, Cesar y Swain, 2010).

Dentro del apartado de pruebas a nivel micro existen, a su vez, dos protocolos distintos para la preparación de las muestras, con diferente grado de sensibilidad.

En el primer procedimiento, los dientes son seccionados, empleando una máquina de corte de precisión, en los ejes "x" e "y" para obtener especímenes de forma rectangular, con un área de 1x1 mm². Esta opción es relativamente poco sensible, sencilla y rápida, lo que hace de ella la prueba de resistencia adhesiva por

microtracción más frecuente en la literatura científica reciente (Armstrong *et al.*, 2010; Salz y Bock, 2010; De Munck *et al.*, 2012).

Distintos autores han aplicado este método para este fin, encontrando resultados muy dispares (Loguercio *et al.*, 2005; Yesilyurt y Bulucu, 2006; Yang *et al.*, 2006). Es cierto que el método encuentra una gran limitación en la altísima variabilidad de sus resultados, pero se trata, no obstante, de la forma más real y directa que tenemos hoy en día de estudiar la adhesión *in vitro* sobre dientes (Armstrong *et al.*, 2010).

El otro procedimiento incluido en el grupo de pruebas de microtracción consiste en seccionar los dientes restaurados en un único eje para, a continuación, adelgazar el espécimen con pieza de mano, reduciendo el área adherida y confiriéndole una característica forma semejante a la de un reloj de arena (Armstrong *et al.*, 2010). Este procedimiento es muy invasivo y se considera una técnica muy sensible, ya que generalmente se realiza de forma manual, por lo que la habilidad del operador y la calidad y cantidad del desgaste pueden interferir negativamente en el resultado final (Goracci *et al.*, 2004; Sadek *et al.*, 2006).

Son numerosas las ventajas que las pruebas con muestras de reducido tamaño, y especialmente la de microtracción, ofrecen respecto a las pruebas macro, entre las que destacan el mejor aprovechamiento de los dientes con los que se trabaja (al originarse numerosas muestras de cada uno de ellos) y una mejor distribución del estrés sobre la interfase adhesiva (reduciendo, en parte, la aparición de fallos cohesivos en ambos sustratos). Además, este tipo de análisis ofrece la posibilidad de evaluar la adhesión según distintas áreas (de tamaño muy reducido en ocasiones, como el caso de dentina afectada por caries) y de comparar los valores inter- e intra-diente, así como de facilitar el análisis del tipo de fallo a partir de la observación de las superficies fracturadas mediante microscopía electrónica de barrido (Sano *et al.*, 1994; Pashley *et al.*, 1999; Gamborgi *et al.*, 2007).

C. Envejecimiento artificial de la interfase adhesiva

C.1 Termociclado

Un procedimiento *in vitro* válido para simular el funcionamiento a largo plazo de los materiales odontológicos en una situación clínica es el envejecimiento térmico o termociclado (Abdalla y Feilzer, 2008), que se considera un método adecuado cuando se realiza en agua y entre temperaturas de 5 y 55 °C (ISO, 2003).

Este procedimiento somete las interfases adhesivas a la infiltración de agua y a ciclos repetitivos de expansión y contracción, inducidos por los cambios de temperatura. En detalle, el efecto de envejecimiento producido por el termociclado se basa, por un lado, en la capacidad del agua caliente de acelerar la hidrólisis de las fibras colágenas inadecuadamente protegidas y de lixiviar los monómeros resinosos débilmente polimerizados (De Munck *et al.*, 2005a; Abdalla y Feilzer, 2008) y, por otro, en el deterioro de las propiedades mecánicas de la matriz polimérica mediante su plastificación (Ferracane, Berge y Leung, 1998).

Se ha determinado una equiparabilidad entre el desgaste generado por el termociclado y el tiempo de presencia en boca de un material dental, concluyendo que 5000 termociclos equivaldrían a seis meses de uso clínico y 10000 termociclos al doble, es decir, a un año (Gale y Darvell, 1999).

C.2 Otros tratamientos de envejecimiento

- **Almacenamiento en líquido**

Supone el método más comúnmente utilizado como técnica de envejecimiento artificial a largo plazo, fundamentalmente por su sencillez y los pocos recursos de laboratorio que precisa (De Munck *et al.*, 2005a), ya que consiste en mantener las muestras en una solución a 37 °C. El período tiempo puede variar desde unos pocos meses (Shono *et al.*, 1999a) hasta 4-5 años (Fukushima *et al.*, 2001), o

incluso más tiempo. La mayoría de los estudios revelan una disminución significativa de la fuerza de adhesión de las muestras sometidas a esta inmersión, incluso después de un lapso relativamente corto (Shono *et al.*, 1999a; Kitasako *et al.*, 2000; Abdalla y Feilzer, 2008).

El empobrecimiento de la calidad adhesiva se supone que se debe a la degradación de los componentes de la interfase por hidrólisis, aunque el agua también puede afectar a la matriz polimérica mediante plastificación (Ferracane, Berge y Leung, 1998).

La solución de almacenaje suele ser agua y, con el fin de evitar la proliferación bacteriana, se pueden agregar productos químicos tales como azida sódica, cloramina o, incluso, antibióticos (De Munck *et al.*, 2005a). No obstante, para imitar mejor una situación *in vivo*, también se emplean soluciones de saliva artificial, aunque el efecto de éstas sobre la capacidad adhesiva de las muestras no es distinto al que genera el agua (Kitasako *et al.*, 2000).

Mención aparte merece la inmersión de muestras en una solución de hipoclorito sódico al 10%, ya que su acción se basa en la degradación, mediante desproteinización, de las fibras colágenas no protegidas por el adhesivo (De Munck *et al.*, 2007). La reducción de los valores de resistencia adhesiva a la dentina es notablemente más drástica en este caso que la que se produce con otros métodos de envejecimiento artificial (Yoshida *et al.*, 2004b), por lo que su principal ventaja es la rapidez con la que se degrada *in vitro* la interfase entre dentina y adhesivo (De Munck *et al.*, 2007).

- **Carga oclusal**

La carga mecánica puede también afectar a la adhesión entre resinas y tejidos dentales. La reproducción de este fenómeno puede llevarse a cabo mediante un simulador de masticación (Nikaido *et al.*, 2002). Otra alternativa puede ser el estudio desde un punto de vista mecánico-dinámico, como el análisis del inicio y propagación

de grietas en protocolos bien controlados de resistencia a la fractura y/o fatiga (De Munck *et al.*, 2005a).

1.4 Resinas compuestas

A. Evolución y aplicaciones clínicas

El gran desarrollo de los materiales de restauración a base de resinas compuestas hizo que se introdujeran en el sector dental a mediados de la década de los 60 como una alternativa viable a la amalgama y a los cementos de silicato.

Los importantes avances en adhesión dental permitieron implantar progresivamente una Odontología adhesiva, basada en la retención de las restauraciones únicamente por la acción de estos agentes adhesivos (Brunthaler *et al.*, 2003). Gracias a ello, los principios cavitarios que regían el diseño de las cavidades en función del material restaurador elegido fueron perdiendo rápidamente peso en favor de la conservación máxima de la estructura dental, debido a que la supeditación de la cavidad al material restaurador desapareció (Cenci, Demarco y Carvalho, 2005; Ferracane, 2011).

Este nuevo concepto en Odontología Restauradora se asentó cuando las ventajas de las resinas compuestas (la preservación de tejido dentario, su apariencia estética y su versatilidad) (Manhart *et al.*, 2004) se impusieron sobre sus inconvenientes iniciales (dificultades en el manejo y polimerización, inestabilidad del color), lo que unido al desarrollo de sistemas adhesivos más competentes, hizo que las resinas compuestas se convirtieran rápidamente en materiales ampliamente utilizados (DaRosa Rodolpho *et al.*, 2006).

De hecho, su uso no se limita al de materiales de restauración, sino que se utilizan también como bases cavitarias, selladores de fosas y fisuras, reconstrucción de muñones, incrustaciones, coronas, restauraciones provisionales, selladores endodónticos y cementos de prótesis fija, postes intrarradiculares y dispositivos de Ortodoncia (Ferracane, 2011).

Actualmente, las resinas compuestas son el material de elección en las restauraciones anteriores y de Clase V, ya que, a pesar de puntuales situaciones por mejorar, como la tinción marginal (atribuible en mayor parte al tipo de adhesivo), la discoloración o el descascarillamiento (sobre todo en zonas de estrés oclusal) (Ferracane, 2011), son la primera opción para los odontólogos generales (Stewardson *et al.*, 2010).

En lo que a las restauraciones en dientes posteriores se refiere, las resinas compuestas también son hoy el material más empleado en gran parte del mundo. Los estudios clínicos avalan su buen comportamiento, ofreciendo algunos de ellos resultados tras 10 años o más (incluso 20) con una tasa de fracaso anual muy baja, en torno al 2% (Gaengler, Hoyer y Montag, 2001; Pallesen y Qvist, 2003; DaRosa Rodolpho *et al.*, 2006 y 2011; Demarco *et al.*, 2012; Kopperud *et al.*, 2012). Parece existir un consenso general en reconocer que la longevidad de las restauraciones de resina compuesta es ligeramente menor que la de aquellas de amalgama, cuando se comparan en el mismo estudio (Van Nieuwenhuysen *et al.*, 2003; Bernardo *et al.*, 2007; Soncini *et al.*, 2007). Sin embargo, también existen datos que revelan lo contrario, esto es, una mayor supervivencia para las resinas compuestas que para la amalgama, al menos así se constató en el estudio de Opdam *et al.*, en el cual se realizó el seguimiento durante 12 años de grandes reconstrucciones dentales (Opdam *et al.*, 2010).

B. Composición

Las resinas compuestas hacen gala de su nombre al estar siempre formadas por dos elementos constituyentes: una matriz polimérica orgánica y un relleno inorgánico (típicamente cristales radiopacos). Además, presentan sustancias que modulan la reacción de polimerización (Bayne, Heymann y Swift Jr, 1994).

B.1 Matriz

La base de las resinas compuestas la forma una matriz de resina que contiene monómeros orgánicos (generalmente basados en metacrilatos), fotoiniciadores, coiniciadores, inhibidores de la polimerización, estabilizadores del color y pequeñas cantidades de componentes adicionales que varían dependiendo del fabricante (Bowen y Marjenhoff, 1992).

El primer monómero que se utilizó en la fabricación de composites, y que aún se usa hoy en día, es el Bis-GMA (Bisfenol glicidil metacrilato) desarrollado por Bowen en 1965 (Bowen, 1965). La cadena molecular de dicho monómero es muy larga y, por tanto, de alto peso molecular (512 g/mol), lo que sumado al anillo rígido del Bisfenol A, presente en su composición, hacen de éste un monómero muy viscoso (entre 500.000 y 800.000 MPa-s) (Peutzfeldt, 1997).

La fabricación de composites que incorporen este monómero de forma exclusiva es inviable, ya que resultan demasiado viscosos para una adecuada aplicación clínica. Con el fin de solventar este inconveniente, los fabricantes agregan otros tipos de monómeros, de cadenas más cortas y menor peso molecular, que funcionan como diluyentes en proporciones de entre el 20 y el 50% (Barszczewska-Rybarek, 2009). El más habitual es el TEGDMA (triethylén glicol dimetacrilato), capaz de compensar la rigidez del Bis-GMA debido a su baja viscosidad (100 MPa-s) y peso molecular (286 g/mol) (Peutzfeldt, 1997).

Existen otros monómeros que, aunque con menor frecuencia, también se usan en la fabricación de las resinas compuestas. Uno de ellos es el UDMA (dimetacrilato de uretano), que se suele usar en combinación con el TEGDMA, pero también es posible encontrarlo asociado al Bis-GMA. Aunque el peso molecular del UDMA es muy similar al del Bis-GMA (470 g/mol), las principales ventajas frente a éste son su menor viscosidad (entre 5.000 y 10.000 MPa-s) y que la flexibilidad del enlace uretano hace que sea más resistente a la fractura (Peutzfeldt, 1997; Barszczewska-Rybarek, 2009).

Otro monómero frecuentemente utilizado es el Bis-EMA (Bisfenol etoxidil metacrilato), que a diferencia del Bis-GMA no presenta grupos hidroxilo pendientes que formen enlaces de hidrógeno entre las moléculas que hagan que se incremente la viscosidad. El Bis-EMA es, por tanto, un monómero menos viscoso que el Bis-GMA (Barszczewska-Rybarek, 2009).

B.2 Relleno

El otro componente indispensable de las resinas compuestas es el relleno inorgánico, partículas añadidas a la matriz de monómeros que aumentan la fuerza y resistencia mecánica del material resultante (Bowen y Marjenhoff, 1992).

Los fabricantes han utilizado diferentes tipos, formas, tamaños, fracciones de volumen y distribuciones de estas partículas que determinan tanto las propiedades mecánicas de las resinas compuestas como su proceso de polimerización (Álvarez-Gayosso *et al.*, 2004). Estas partículas están constituidas en su gran mayoría a base de dióxido de silicio, incorporadas a la resina como cuarzo cristalino o como sílice pirogénico, pero también pueden proceder de lantano, zirconio, estroncio y bario, entre otros (Schneider, Cavalcante y Silikas, 2010).

La cantidad de relleno en volumen del material varía mucho dependiendo de las aplicaciones clínicas, el procesado del fabricante y la viscosidad de la matriz resinosa. A partir de los diferentes tamaños de las partículas constituyentes se establece la clasificación más empleada para subdividir las resinas compuestas (Ferracane, 2011):

- Composites de macrorrelleno: Generalmente contienen partículas de cuarzo de entre 10 y 20 μm , pudiendo llegar a ser de hasta 50 μm . Las primeras resinas compuestas comercializadas presentaban este tipo de relleno, que presentaba una baja resistencia al desgaste y unas pobres propiedades estéticas.

- Composites de microrrelleno: Su aparición se debió principalmente al intento de solventar los problemas estéticos que las resinas compuestas de macrorrelleno planteaban. Este tipo de compuestos suelen contener partículas de sílice coloidal (alrededor del 50% en volumen) con un tamaño medio de 0,04 μm (variable entre 0,01 y 0,05 μm). Estos materiales eran realmente de nanorrelleno, ya que el campo de la nanotecnología abarca estas dimensiones (1-100 nm). La única razón por la que no se les llamó así fue porque, cuando surgieron, no existía siquiera la posibilidad de emplear dicha nomenclatura (Ferracanae, 2011). Con estos composites, al disminuir drásticamente el tamaño de las partículas de relleno, se logró un óptimo pulido, con la contrapartida de empeorar su rendimiento mecánico. Por lo mismo, estas resinas compuestas han sido y son utilizadas principalmente en la superficie vestibular de restauraciones anteriores, debido a sus características de buena textura superficial, estabilidad del color, gran resistencia al desgaste y excelentes cualidades de pulido. Sin embargo, su desventaja es que al tener bajo contenido de relleno poseen menores propiedades mecánicas, motivo por el que se buscó lograr resultados intermedios entre resistencia y pulido superficial, surgiendo así las resinas compuestas híbridas.
- Composites híbridos: Se denominan así porque incorporan partículas de tamaño muy variado (de 15-20 μm y de 0,01-0,05 μm). El propósito de esta mezcla fue la obtención de materiales con las mejores propiedades de las resinas de macrorrelleno y de las de microrrelleno; por ello el resultado fue una resina compuesta con propiedades intermedias, vale decir, con resistencia mecánica mejorada en comparación con las resinas de microrrelleno y con un mejor pulido, terminación y resistencia al desgaste que las de macrorrelleno, aunque con propiedades estéticas aún mejorables.
- Composites microhíbridos: materiales muy similares a las resinas híbridas pero con la diferencia de que las partículas tienen un tamaño medio menor de 1 μm (rango de 0,1-0,6 μm). Con esta distribución se logró aumentar la carga

de relleno, disminuir los cambios dimensionales, aumentar la resistencia mecánica y al desgaste, así como mejorar la capacidad de pulido, asemejándose más en este aspecto a las resinas de microrrelleno. Actualmente son considerados los composites universales (Bayne, Heymann y Swift, 1994).

- Composites de nanorrelleno: Son los composites que más recientemente se han introducido en el mercado. Cuentan con partículas generalmente esféricas de un tamaño situado entre 0,005-0,1 μm . Sus propiedades mecánicas y estéticas son muy buenas. Es difícil encontrar materiales que sean de nanorrelleno puro, ya que los fabricantes añaden partículas prepolimerizadas para aumentar el contenido en relleno. Estas partículas tienen un tamaño algo mayor, con lo que estos materiales corresponderían técnicamente al grupo de las resinas nanohíbridas. Es difícil diferenciarlas de las microhíbridas, ya que sus propiedades físicas y estéticas son muy similares (Ferracane, 2011).

La mayor o menor cantidad de un componente (matriz o relleno) sobre el otro determinará la consistencia del composite, siendo los más fluidos aquellos con predominio de la fase resinosa y los más densos los que más contenido de relleno posean, aunque las características de la partícula también modulan la consistencia (Ferracane, 2011).

Teniendo en cuenta que la matriz resinosa y las partículas de relleno inorgánico no tienen afinidad química, es necesario añadir a su composición un agente acoplador que mejore la adhesión entre los componentes (Bowen y Marjenhoff, 1992). El más habitual es el γ -metacriloxipropil-trietoxilano (γ -MPTS) que aumenta la humectancia de las partículas de relleno mejorando la adhesión de la interfase con los monómeros de la resina (Schneider, Cavalcante y Silikas, 2010). Gracias al silano se mantiene la cohesión interna de dicha interfase, ya que sin él tienden a aparecer fallas por la separación de las partículas de relleno de la matriz resinosa durante el proceso de polimerización (Feng, Suh y Shortall, 2010).

C. Principales inconvenientes

Las resinas compuestas actuales presentan unas características que las hacen adecuadas para su aplicación en cualquier localización de la boca. Sin embargo, aún hoy presentan determinados inconvenientes que deben ser tenidos en cuenta y que dependen directamente de sus dos componentes predominantes: relleno y matriz (Ferracane, 2011).

El primero imprime el comportamiento mecánico del composite, cuyos puntos débiles son la posibilidad de sufrir fracturas y la tendencia al desgaste, sobre todo en áreas de gran estrés funcional, fundamentalmente en pacientes bruxistas (Ferracane, 2011; Namgung *et al.*, 2012).

En cuanto a la predisposición a fracturarse, podemos afirmar que, en general, los composites actuales tienen una resistencia a la fractura (flexión, compresión y tensión) y tenacidad muy similares a la amalgama dental o, incluso, a la cerámica, y claramente superiores a las de los ionómeros de vidrio (Xu *et al.*, 2003). En cambio, es el módulo de elasticidad el parámetro en el que los composites continúan siendo considerablemente inferiores a la amalgama de plata. Las repercusiones clínicas que esto puede acarrear son mayores deformaciones y cambios dimensionales del material, especialmente en superficies oclusales bajo importantes cargas. Además, puede acelerar la aparición de defectos superficiales y la aparición del otro inconveniente mecánico de las resinas compuestas: el desgaste (Ferracane, 2011; Kopperud *et al.*, 2012; Namgung *et al.*, 2012).

A pesar de que este fenómeno se considera un problema clásico de los primeros composites, estando hoy en día muy controlado y minimizado, fundamentalmente debido a la reducción del tamaño de las partículas del relleno, debería tenerse en cuenta cuando cohabitan grandes restauraciones en muchos dientes de un mismo cuadrante o cuando se emplean resinas compuestas directas para restituir cúspides (Sarrett, 2005).

Por otra parte, de la matriz orgánica de las resinas compuestas deriva un importante inconveniente que se mantiene vigente en estos materiales y que ha generado y genera un amplio estudio en torno a él: la contracción de polimerización (Schneider, Cavalcante y Silikas, 2010, Ferracane, 2011).

La repercusión derivada de estas fuerzas de contracción fue descrita, por primera vez en la literatura científica, por Bowen en 1967 (Bowen, 1967) y se consideraron motivo fundamental para el reemplazo de restauraciones dentales años más tarde (Bausch *et al.*, 1982). Sin embargo, no fue hasta los estudios de la Universidad de ACTA, en Amsterdam (Holanda), entre los años 80 y 90, que se empezó a estudiar en profundidad este fenómeno (Davidson y de Gee, 1984; Feilzer, de Gee y Davidson, 1987; Feilzer, de Gee y Davidson, 1990).

En la actualidad, las tensiones generadas durante la contracción de polimerización siguen siendo un factor potencialmente nocivo para la integridad de la interfase adhesiva, al estar detrás de múltiples defectos y fenómenos perjudiciales para el éxito clínico de una restauración de composite, como son la desadaptación y tinción marginales, la aparición de sensibilidad postoperatoria y de microfisuras cavosuperficiales, lo que permite la filtración de saliva y productos bacterianos a través de la interfase, predisponiendo a la recidiva de caries (Bouillaguet, 2004; Ferracane, 2005; Giachetti *et al.*, 2007).

De hecho, la aparición de caries secundarias es la causa más frecuente de reemplazo de restauraciones de resina compuesta en el sector posterior, ya que así lo certifican diversos estudios (Hickel y Manhart *et al.*, 2001; Brunthaler *et al.*, 2003; Opdam *et al.*, 2004; Bernardo *et al.*, 2007; Braga *et al.*, 2007), entre ellos uno muy reciente y basado en una muestra superior a las 3200 restauraciones (Kopperud *et al.*, 2012) y, sobre todo, un metanálisis, que aporta la más alta evidencia científica (Demarco *et al.*, 2012). Sin embargo, en todos ellos y en otras investigaciones, las fracturas del material también se registraron como una razón conducente a la sustitución de la restauración (Manhart *et al.*, 2004; Heintze y Rousson, 2012).

El establecimiento de una interfase adhesiva competente y el mantenimiento de su integridad en el tiempo suponen elementos clave en los que se sustenta el éxito clínico de una restauración adhesiva (Bouillaguet, 2004; Van Meerbeek *et al.*, 2011). Ambos dependen y se pueden ver afectados tanto por la contracción de polimerización de los composites como por la aptitud del sistema adhesivo empleado. De ahí el esfuerzo constante con el que la industria odontológica busca la forma de reducir la contracción de las resinas compuestas y sus dañinos efectos asociados, además de sintetizar materiales cada vez más resistentes y manejables (Ferracane, 2011).

1.5 Polimerización de las resinas compuestas

A. Contracción de polimerización

La matriz orgánica de las resinas compuestas es la parte químicamente activa del material, responsable de su transformación desde una masa plástica a un sólido rígido. El sistema acelerador-iniciador del proceso más frecuente es la canforoquinona, una amina terciaria aromática (Ferracane, 2011). Este componente genera radicales libres que rompen los enlaces dobles carbono-carbono entre las moléculas individuales de monómeros. A continuación se generan más radicales libres que forman enlaces sencillos carbono-carbono entre los monómeros para crear largas cadenas de polímeros (Ferracane, 2005).

El porcentaje de monómeros que consigue romper sus enlaces dobles carbono-carbono para formar cadenas de polímeros se conoce con el nombre de grado de conversión (Dewaele *et al.*, 2006).

Al comienzo de la reacción de polimerización, los monómeros se encuentran unos de otros a una distancia intermolecular de unos 4 Å y unidos entre sí mediante enlaces de van der Waals. Cuando los monómeros polimerizan, resultan unidos por enlaces interatómicos covalentes que representan un tercio de la distancia inicial (alrededor de 1,5 Å) (Álvarez-Gayosso *et al.*, 2004; Dewaele *et al.*, 2006). Por tanto, la contracción de polimerización es la consecuencia de la reorganización de las moléculas para crear una red rígida de polímeros en menos espacio del que ocupaban en el estado viscoso del material (Bausch *et al.*, 1982). Esta reacción supone una reducción en volumen y genera una cierta cantidad de calor (Ferracane, 2005). La magnitud de la contracción de polimerización está determinada por diversos factores que serán detallados más adelante, como, por ejemplo, el grado de conversión (Bausch *et al.*, 1982; Dewaele *et al.*, 2006), el tipo de matriz o la cantidad de relleno (Álvarez-Gayosso *et al.*, 2004; Gonçalves *et al.*, 2010).

A.1 Factores que determinan la contracción

La reducción en volumen de las resinas compuestas está íntimamente relacionada con el grado de conversión, siendo ésta mayor cuanto mayor sea el número de enlaces covalentes constituidos tras la polimerización (Álvarez-Gayosso *et al.*, 2004; Dewaele *et al.*, 2006).

El grado de conversión y la contracción volumétrica resultante dependen de distintos factores:

En primer lugar, el tipo de matriz, ya que la cantidad, movilidad relativa, peso molecular y funcionalidad de los monómeros determinan la contracción del material (Álvarez-Gayosso *et al.*, 2004; Watts, 2005; Dewaele *et al.*, 2006). Así, cuanto mayor sea el peso molecular de los monómeros, menos enlaces dobles habrá por unidad de peso y menor será el grado de conversión, sufriendo entonces menos contracción (Álvarez-Gayosso *et al.*, 2004; Amirouche-Korichi, Mouzali y Watts, 2009).

Los monómeros con mayor peso molecular son los bifuncionales, siendo el de mayor peso el Bis-GMA, cuyo anillo rígido de Bisfenol A entorpece el proceso de polimerización, disminuyendo, por consiguiente, la contracción de polimerización final (Gonçalves *et al.*, 2008). El UDMA y el Bis-EMA tienen un peso molecular medio (Gonçalves *et al.*, 2008). El TEGDMA, debido a su bajo peso y alta concentración de enlaces dobles, produce más enlaces covalentes durante su polimerización, con lo que es el monómero que sufre una mayor contracción (Álvarez-Gayosso *et al.*, 2004; Dewaele *et al.*, 2006). Un recurso de fabricación bastante utilizado es añadir monómeros de TEGDMA al Bis-GMA o al UDMA, haciendo que la mezcla sea menos viscosa, más manejable y que permita introducir una mayor cantidad de relleno (Gonçalves *et al.*, 2010). Por otro lado, aumenta la sorción acuosa y el grado de conversión, y con él, la contracción de polimerización (Stansbury *et al.*, 2005).

En los últimos años se ha iniciado la exploración de nuevas matrices que no deriven de las convencionales, basadas en metacrilatos, y que posean una menor

contracción de polimerización. En el año 2005 se comenzaron a desarrollar unos materiales a base de tiolenos, que proceden de la adición de un radical tiil a un grupo funcional eno (Lu *et al.*, 2005). Los tiolenos tienen una cinética más favorable que las resinas compuestas, ya que presentan una velocidad de polimerización más lenta y un grado de conversión mayor (Cramer *et al.*, 2010). La característica más interesante es que alcanzan el punto de gel más tarde que las resinas compuestas, permitiendo que casi toda la contracción suceda en la fase pre-gel, lo que hace disminuir drásticamente el estrés de contracción final (Lu *et al.*, 2005). También han demostrado unas buenas propiedades mecánicas (Cramer *et al.*, 2010). Todas estas ventajas pueden hacer de ellos unos materiales con mejor comportamiento que las resinas compuestas convencionales, sin embargo, a día de hoy no han dejado de ser meros prototipos, por lo que su aplicación y necesaria evaluación clínica están aún por llegar.

En la misma búsqueda de nuevas resinas que supusieran una alternativa a las convencionales se encontraban Weimann *et al.*, cuando describieron la síntesis de un nuevo sistema de monómeros: el silorano (Weinmann, Thalacker y Guggenberger, 2005). Las características de este material serán detalladas más adelante, pero destaca por encima de todas su baja contracción de polimerización, fundamentada en la dinámica de sus monómeros, consiguiendo un retraso del punto de gel, generando así un menor estrés de contracción, según los autores (Weinmann, Thalacker y Guggenberger, 2005; Ilie *et al.*, 2007). Esto permite reducir hasta en un 27% el estrés de contracción comparado con resinas compuestas convencionales, teniendo un módulo de elasticidad similar (Ilie *et al.*, 2007). Al contrario que los tiolenos, y a pesar de haber surgido prácticamente a la vez, los siloranos están disponibles en el mercado como materiales restauradores desde el año 2007, por lo que son una alternativa real a las resinas compuestas convencionales, aunque el conocimiento pleno de su funcionamiento *in vitro* y clínico permanece actualmente en estudio.

En segundo lugar, otros factores que influyen en la contracción de polimerización son el volumen de la carga inorgánica que posee el material y su

microestructura (distribución de las partículas de relleno, morfología de dichas partículas y microfisuras o burbujas preexistentes en la masa del material) (Labella *et al.*, 1999).

En relación a la cantidad de relleno, en los materiales actuales, la contracción volumétrica varía entre un 1,65 y un 3,1% en los composites de consistencia convencional y entre un 3,5 y un 6% en los fluidos, llegando a un 13,5% en el caso de algunas resinas sin relleno (Labella *et al.*, 1999), ya que hay proporcionalmente una mayor cantidad de monómeros disponibles para formar enlaces (Atai y Watts, 2006).

El tamaño de partícula también afecta a la contracción de polimerización en el sentido de que las partículas grandes disminuyen la movilidad de los monómeros y los radicales libres, produciendo un grado de conversión menor (Atai y Watts, 2006; Satterthwaite, Vogel y Watts, 2009). De esta forma, los materiales con partículas de relleno de menor tamaño, al alcanzar mayores grados de conversión, también inducen una mayor contracción volumétrica (Satterthwaite, Vogel y Watts, 2009). La forma de las partículas también influye. Los composites con partículas de relleno redondeadas sufren menos contracción que las que tienen forma irregular (Satterthwaite, Vogel y Watts, 2009).

La contracción volumétrica resultante también depende en gran manera de las propiedades mecánicas del material, en concreto del módulo de elasticidad y su viscosidad (Li *et al.*, 2009). Si el módulo elástico del material es muy bajo se deformará fácilmente con la masticación. Si, por el contrario, es muy alto, no podrá absorber el estrés de la carga oclusal. Para sobrevivir en el entorno oral, los materiales de restauración ideales deberían tener un módulo elástico similar al de la dentina (alrededor de 18 GPa) (Mesquita, Axmann y Geis-Gerstorfer, 2006).

La viscosidad se define como la resistencia de un líquido a fluir y está relacionada con las interacciones moleculares, jugando un papel importante en el comportamiento de la contracción, dado que a mayor movilidad molecular, mayor

grado de conversión y mayor contracción de polimerización. Es decir, el uso de materiales viscosos reduce la contracción (Charton *et al.*, 2007; Li *et al.*, 2009).

Otro factor que influye en el grado de conversión y, por extensión, en la contracción de polimerización de las resinas compuestas, es la velocidad de polimerización. Dicha velocidad está determinada por la concentración de fotoiniciadores presentes en la composición del material, siendo más rápida cuanto mayor sea la concentración de éstos (Venhoven, de Gee y Davidson, 1996). Sin embargo, los grados de conversión más altos se consiguen con velocidades de polimerización lentas, ya que cuanto más despacio sucede la reacción, más monómeros consiguen polimerizar (Pfeifer *et al.*, 2008).

La irradiancia es la magnitud utilizada para describir la potencia incidente de luz por unidad de superficie, y también influye en la contracción de los composites. Podemos modular la irradiancia con mayores o menores intensidades de luz. Con irradiancias altas disminuye el grado de conversión, ya que la polimerización sucede más rápidamente, dejando a los monómeros con menos tiempo para reaccionar (Pfeifer *et al.*, 2008).

B. Cinética de la reacción de polimerización

Durante la reacción de polimerización hay un momento en el que la conversión de los monómeros da paso a la formación de una red insoluble de polímeros. A este punto de inflexión en la cinética de la reacción se le denomina punto de gel.

El proceso de polimerización se puede dividir en tres fases: líquida, viscoelástica y elástica (De Jager, Pallav y Feilzer, 2005).

Durante la primera fase (líquida) no se produce estrés, ya que la rigidez del material no es la suficiente como para que se registren fuerzas de contracción (Barink *et al.*, 2003).

En la fase viscoelástica o fase pre-gel las tensiones generadas por la contracción sufren un brusco aumento, produciendo un estrés que es aliviado por la deformación del material. En esta fase no es probable que se produzcan daños en su estructura interna o en la interfase (Petrovic y Atanackovic, 2008). Por tanto, se podría decir que el estrés de contracción es una condición física que tiene repercusiones clínicas tras el punto de gel, ya que hasta el momento de la gelación la contracción que sufre el material no es clínicamente relevante (Bausch *et al.*, 1982).

Tras el punto de gel (comienzo de la fase elástica o post-gel), el material pasa de un estado gomoso a un estado vítreo (Stansbury *et al.*, 2005; Watts, 2005). La vitrificación es un estado durante el cual el aumento del grado de conversión hace que crezca el módulo elástico del material y se produzca un dramático incremento del estrés (De Jager, Pallav y Feilzer, 2005). El aumento del módulo de elasticidad hace que el límite elástico del composite alcance un punto donde el material no tiene capacidad de aliviar las tensiones generadas por su reducción volumétrica mediante el fluido (Davidson y de Gee, 1984). Así, el estrés se concentra en el estadio final de la polimerización (Barink *et al.*, 2003).

La cinética de la reacción está determinada por la cantidad de enlaces y el grado de entrecruzamiento que se forma por unidad de tiempo, lo que se conoce como velocidad de polimerización o de curado (Braga y Ferracane, 2002). La velocidad de la reacción está relacionada con la generación de estrés, ya que cuanto más rápida es, menos tiempo tiene el material para sufrir deformaciones que alivien el estrés antes de llegar al punto de gel (Braga y Ferracane, 2002). En definitiva, si la fase pre-gel es larga hay más tiempo desde el comienzo de la reacción hasta la gelación. Es, por tanto, mayor la capacidad de deformación del material y menor el estrés máximo alcanzado (Ilie, Kunzelmann y Hickel, 2006).

El final del proceso tiene lugar durante la fase de autodeceleración, donde los monómeros disponibles cada vez son menos, se satura la formación de nuevos enlaces y se alcanza el máximo grado de conversión de una forma autolimitante (Watts, 2005).

C. Estrés de contracción

Si la contracción de polimerización sucediese en un solo instante y estuviese distribuida de una forma homogénea en todo el material, se podría esperar una deformación libre de estrés. Sin embargo, los movimientos internos del material se ven limitados cuando éste se encuentra adherido a alguna superficie y, durante su deformación, genera lo que conocemos como estrés de contracción (Bausch *et al.*, 1982). Bowen describió el confinamiento del material en una cavidad como el factor principal asociado a dicho estrés (Bowen, 1967).

Se ha demostrado una relación directa entre el estrés de contracción y la integridad marginal de una restauración (Braga, Ferracane y Condon, 2002). Dependiendo del tamaño de la misma y de la cantidad de tejido dentario remanente, el estrés puede afectar especialmente a la interfase (Barink *et al.*, 2003). Este fenómeno aumenta el riesgo de aparición de fallas o espacios (en nomenclatura anglosajona *gaps*) que harían peligrar la supervivencia de la restauración (Bouillaguet, 2004).

La contracción que se genera durante la polimerización sucede simultáneamente a la formación de cadenas de polímeros y al aumento de la rigidez del material (De Jager, Pallav y Feilzer, 2005). Esta deformación del material genera estrés de acuerdo a la ley de Hooke, que describe la relación lineal entre estrés y deformación en un sólido elástico que se suceden en un proceso dinámico (Ferracane, 2005). Así, los materiales con un mayor grado de conversión, una mayor contracción volumétrica y un módulo de elasticidad más alto, generarán mayores niveles de estrés durante su polimerización (Braga y Ferracane, 2002).

Aparentemente, cuanto mayor es la superficie del material en contacto con las paredes cavitarias, menor es su capacidad de deformación (Feilzer, de Gee y Davidson, 1987).

C.1 Factores que afectan al desarrollo del estrés

El estrés de contracción en una condición física que depende de la combinación de las propiedades del material, la geometría de la cavidad y un conjunto de condiciones establecidas en la restauración que siguen las leyes universales de la mecánica (Versluis *et al.*, 2004). Es el resultado de la combinación de tantos factores que es muy complicada su predicción, sobre todo teniendo en cuenta además que se encuentra localizado y que en una misma restauración podemos tener zonas con altos valores de estrés y otras con bajos (Papadogiannis *et al.*, 2009). La mayoría de los factores que determinan la contracción de polimerización afectan también al estrés que desarrolla el material, aunque no siempre de la misma manera.

El contenido en relleno y la composición de la matriz determinan en parte el estrés de contracción que desarrolla un material a partir de su grado de conversión, contracción volumétrica y módulo elástico (Braga y Ferracane, 2002; Pfeifer *et al.*, 2008). En general, cuanto más alto es el grado de conversión mayor será la contracción volumétrica y mayores niveles de estrés se desarrollarán (Braga y Ferracane, 2002; Amirouche-Korichi, Mouzali y Watts, 2009).

La composición química de la matriz afecta significativamente a las propiedades mecánicas del material (Barszczewska-Rybarek, 2009) y, por tanto, también al estrés de contracción que desarrolla (Gonçalves *et al.*, 2008; Pfeifer *et al.*, 2008). En general, proporciones altas de Bis-GMA en la composición producen un bajo estrés de contracción (Amirouche-Korichi, Mouzali y Watts, 2009). Al añadir diluyentes para mejorar la viscosidad del material aumenta también el estrés (Charton *et al.*, 2007).

Los últimos avances conducentes a sintetizar monómeros con una baja contracción de polimerización aún han de demostrar que, además de experimentar una contracción menor, producen menos estrés. Si bien algunos autores han venido asociando ambas entidades (Palin *et al.*, 2005; Ferracane, 2005), otras investigaciones más recientes parecen indicar que ambos fenómenos son totalmente independientes (Boaro *et al.*, 2010).

El estrés está directamente relacionado con el nivel de confinamiento del material, que tiene que ver con la configuración cavitaria. Los valores de estrés de contracción varían de acuerdo a la relación entre la superficie adherida y la libre del material. Esta relación se ha denominado factor de configuración cavitaria o factor C (Feilzer, de Gee y Davidson, 1987) y el cómo influye en la generación del estrés de contracción es un tema de intenso debate desde hace años (Ferracane, 2005; Boaro *et al.*, 2010; Van Ende *et al.*, 2010; Tantbirojn *et al.*, 2011). De hecho, sólo en los sistemas rígidos de medición del estrés de contracción que no permiten deformaciones se encuentra una relación directa entre el confinamiento del material y la generación de estrés, donde factores C altos corresponden a valores altos de estrés de contracción (Feilzer, de Gee y Davidson, 1987).

Hipotéticamente, un área libre amplia podría facilitar la deformación plástica del material durante la polimerización antes de alcanzar el punto de gel, reduciendo así los valores finales de estrés. Cuando el material está limitado en las tres dimensiones del espacio, en un sistema rígido, éste sufre un mayor estrés de contracción porque la deformación que alivia las tensiones generadas es menor que cuando está adherido a una sola superficie (Feilzer, de Gee y Davidson, 1990). Este efecto se ratifica cuando los resultados de fuerza de resistencia adhesiva de un material confinado en una cavidad son menores que cuando el mismo es adherido a una superficie plana, presuntamente por la generación de un estrés de contracción más alto (He, Shimada y Tagami, 2007; El-Sahn *et al.*, 2011). No obstante, hay autores que preconizan que la relación entre las superficies libres y adheridas no predice los niveles de estrés de contracción de una forma consistente (Miguel y Macorra, 2001; Versluis *et al.*, 2004).

C.2 Consecuencias clínicas del estrés de contracción

Clínicamente, la contracción volumétrica del material tiene repercusiones negativas que derivan del estrés de contracción. Cuando el material está adherido a una cavidad, se instaura una competencia entre la resistencia adhesiva de la interfase y las tensiones derivadas del estrés de contracción (Davidson, de Gee y Feilzer, 1984).

Como fue descrito previamente, si las fuerzas de contracción superan la resistencia adhesiva de la interfase, las fallas resultantes pueden producir microfiltración marginal (Calheiros *et al.*, 2004), sensibilidad postoperatoria (Tantbirojn *et al.*, 2004) y caries secundarias (Demarco *et al.*, 2012; Kopperud *et al.*, 2012). Un estudio *in vivo* estima que la aparición de defectos en la interfase puede variar entre un 14 y un 54% de la superficie total de la interfase en restauraciones directas, dependiendo de los materiales y técnicas empleadas (Hannig y Friedrichs, 2001).

Sin embargo, si la resistencia adhesiva conseguida supera a la tensión generada por la contracción de polimerización, puede producirse deflexión cuspídea al traccionar la resina compuesta de las paredes cavitarias (Alomari, 2001; Magne y Oganessian, 2009). Como consecuencia de la liberación de las tensiones sobre el tejido dentario pueden aparecer microfracturas adamantinas a nivel cervical (Tantbirojn *et al.*, 2004; González-López *et al.*, 2006). En casos severos puede suponer hasta la fractura del diente y obviamente considerarse un fracaso clínico (Tantbirojn *et al.*, 2004). Análisis de elementos finitos demuestran que en casos de restauraciones de gran tamaño el estrés se concentra en el diente, disminuyendo su resistencia a la deformación provocada por el estrés (Versluis *et al.*, 2004).

Con la mejora de los sistemas adhesivos, son las grandes restauraciones con amplias resecciones de los tejidos duros del diente las más sensibles a posibles fracasos derivados del estrés de contracción. En cambio, las preparaciones cavitarias más conservadoras, donde la resistencia del diente es mayor, serán más probables los fallos a nivel de la interfase (Barink *et al.*, 2003).

C.3 Formas de reducción del estrés de contracción

Está demostrado que las distintas formas de inserción del material en la cavidad influyen significativamente en la generación del estrés de contracción (Versluis *et al.*, 1996). La técnica incremental, consistente en la colocación secuencial de capas de resina compuesta con un espesor no superior a 2 mm de espesor y que, en la medida de lo posible, no contacten con paredes cavitarias opuestas, se reconoce como un mecanismo eficaz que minimiza el estrés de contracción (He, Shimada y Tagami, 2007; Nayif *et al.*, 2008; Van Ende *et al.*, 2010).

Durante algún tiempo se preconizó el uso de composites fluidos como bases cavitarias con el fin de absorber parte de las tensiones generadas durante la polimerización de los materiales de restauración (Braga, Hilton y Ferracane, 2003). Sin embargo, en la actualidad esta técnica está desaconsejada, ya que su uso no reduce la generación de estrés ni el riesgo de que se produzcan fallos en la interfase (Cadenaro *et al.*, 2009; Oliveira *et al.*, 2010). Incluso hay estudios que sugieren que su uso podría aumentar la deflexión cusplídea y el movimiento de las paredes cervicales del diente (Chuang, Chang y Chen, 2011).

Por el contrario, otros autores defienden la idoneidad de colocar una capa de adhesivo relativamente gruesa, algo que se consigue más fácilmente con sistemas adhesivos que contengan partículas de relleno (Van Meerbeek *et al.*, 1993a). El beneficio reportado por una capa así, reforzada pero a la vez elástica, sería el de favorecer la liberación del estrés de contracción, minimizando la acción de éste sobre la integridad de la interfase, sobre todo en cavidades con elevados factores de configuración (Choi, Condon y Ferracane, 2000; Van Ende *et al.*, 2010). Hasta el momento, únicamente los sistemas adhesivos con una resina adhesiva hidrófoba aplicada separadamente parecen conseguir una capa adhesiva con estos requisitos (De Munck *et al.*, 2005a).

1.6 Resinas basadas en silorano

Como ya ha sido mencionado, en el año 2005 Weinmann *et al.*, (Weinmann, Thalacker y Guggenberger, 2005) describieron la síntesis de la primera resina compuesta cuya matriz no deriva del Bis-GMA ni del UDMA: el silorano.

Su nombre proviene de la combinación de los bloques químicos constituyentes de su monómero: siloxanos y oxiranos (Figura 1.1). El bloque siloxano proporciona una naturaleza más hidrófoba a la resina, para hacer de ésta un material resistente a la absorción acuosa y menos susceptible a la tinción (Weinmann, Thalacker y Guggenberger, 2005).

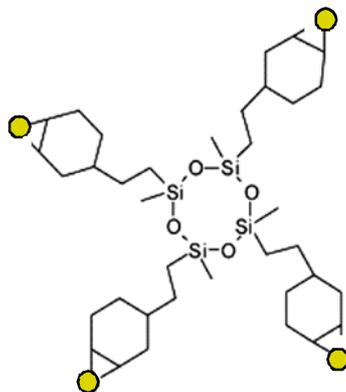


Figura 1.1: Monómero de silorano.

La polimerización, por su parte, se desarrolla a partir del bloque oxirano. Éste posee unos monómeros híbridos de anillo abierto que en el momento de la polimerización se conectan entre sí abriéndose, aplanándose y extendiéndose, formando, así, las cadenas poliméricas (Figura 1.2). Dicha maniobra de apertura conlleva una reducción muy leve de la distancia inicial que separaba los monómeros, lo que se traduce en una contracción de polimerización inferior al 1% de su volumen (Palin *et al.*, 2005; Ilie *et al.*, 2007; Eick *et al.*, 2007), siendo significativamente menor que la de cualquier otro composite actual (Boaro *et al.*, 2010), en los que la aproximación de sus monómeros durante la polimerización se desarrolla de forma lineal (Figura 1.3).

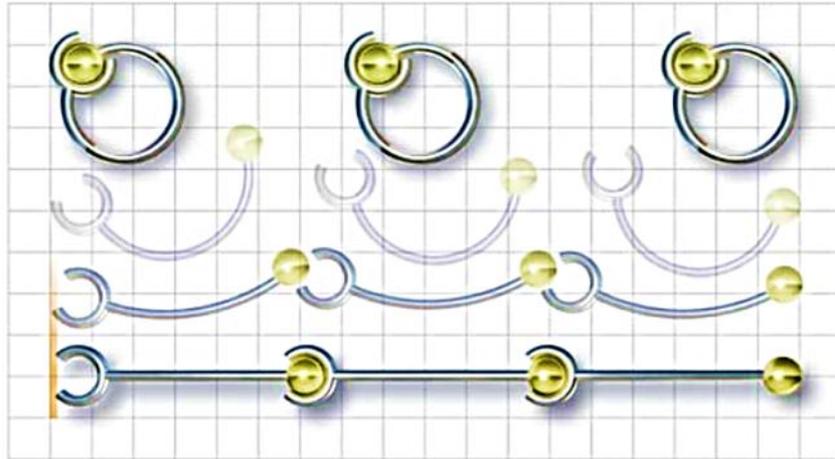


Figura 1.2: Representación de la apertura y conexión de los monómeros del silorano durante la polimerización. Obsérvese el escaso acercamiento de los monómeros entre sí, lo que permite reducir la contracción volumétrica de la resina.

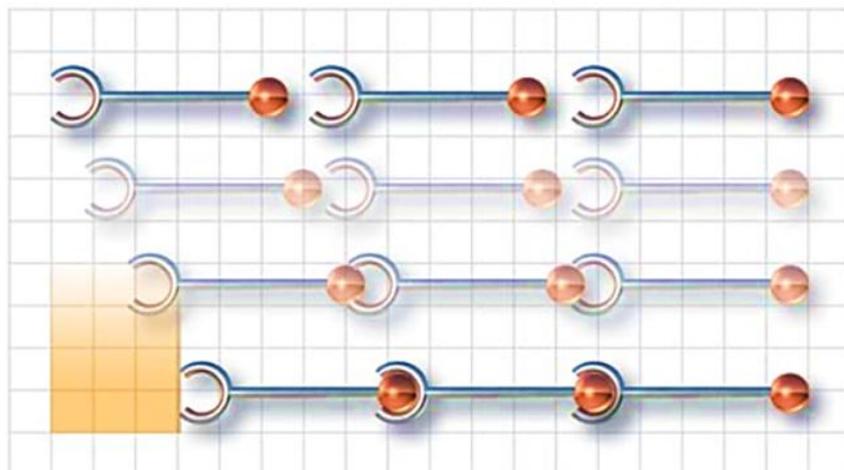


Figura 1.3: Representación de la aproximación entre los monómeros de una resina de metacrilato durante su polimerización, generando una cadena lineal. El color naranja de la parte izquierda ilustra la reducción volumétrica experimentada.

Otra diferencia fundamental respecto a las resinas compuestas convencionales es que la polimerización del silorano se produce mediante intermediarios catiónicos y no a través de radicales, como ocurre en el caso de las resinas basadas en metacrilato (Weinmann, Thalacker y Guggenberger, 2005).

En el año 2007 la compañía 3M ESPE comercializa Filtek Silorane Sistema Restaurador, convirtiéndose en el primer material restaurador disponible en el mercado basado en la novedosa química del silorano.

Las peculiaridades en la composición y modo de polimerización de la resina del silorano obligaron al fabricante a sintetizar un sistema adhesivo específico, compatible con ésta. En el caso del sistema Filtek Silorane, 3M ESPE desarrolló un sistema adhesivo autograbador de dos pasos, compuesto por un primer autograbador y una resina adhesiva hidrófoba (Duarte Jr *et al.*, 2009a; Mine *et al.*, 2010), que genera una capa híbrida con la dentina similar a la que establecen los adhesivos autograbadores de un paso (Santini y Miletic, 2008).

Debido a los cambios en su formulación, el adhesivo del silorano también sufre una menor contracción de polimerización (Miletic, Santini y Trkulja, 2009), sugiriendo que la adaptación marginal del material de restauración pueda llegar a ser incluso mejor que la de las resinas compuestas a base de metacrilatos (Papadogiannis *et al.*, 2009).

Además del sistema adhesivo específico ya mencionado, Filtek Silorane Sistema Restaurador cuenta con una resina compuesta denominada Low Shrink Posterior Restorative. Como su nombre indica y el fabricante recomienda, esta resina compuesta fue especialmente concebida para restauraciones localizadas en el sector posterior, principalmente las de Clase I y II. Debido a la visibilidad de este tipo de restauraciones su resultado estético no supone un requisito primordial, razón por la cual el fabricante ofrece este composite exclusivamente en tres colores de la guía cromática VITA (A2, A3, C2).

Los siloranos parecen ser una buena alternativa como materiales de restauración, ya que su menor contracción implica menores manifestaciones clínicas, incluida la deflexión cusplídea (Palin *et al.*, 2005). Además, sus propiedades físicas y mecánicas han sido consideradas adecuadas (Boaro *et al.*, 2010), similares a las de las resinas compuestas a base de metacrilatos (Lien y Vandewalle, 2010), lo que permitió examinar clínicamente de un modo inicial este material (Duarte Jr *et al.*, 2009b).

1.7 Estudios clínicos de materiales de restauración dental

A pesar de que hay autores que han descrito cierta capacidad predictiva sobre el devenir clínico de determinados materiales restauradores a partir de resultados *in vitro* (Van Meerbeek *et al.*, 2003; De Munck *et al.*, 2005a), es amplio el consenso en la comunidad científica en reconocer que los estudios clínicos suponen la mejor forma, la prueba definitiva, para conocer y evaluar el comportamiento de los materiales dentales (De Munck *et al.*, 2005a, Peumans *et al.*, 2005; Van Meerbeek *et al.*, 2010; Bayne, 2012).

Sin embargo, el volumen de estudios clínicos en Odontología no crece proporcionalmente en el cómputo general de investigaciones. La principal razón que explica este hecho es que las investigaciones clínicas son caras y complicadas de llevar a cabo, ya que obligatoriamente consumen mucho tiempo, el necesario para poder conocer la evolución que experimentan los materiales que se analizan (Bayne, 2012).

Los datos más relevantes recolectados a partir de investigaciones clínicas en el campo de la Odontología Restauradora han sido obtenidos de estudios que analizaban resinas compuestas de restauración directa, algunos cementos de ionómero de vidrio, un amplio abanico de sistemas adhesivos y algunos cementos dentales (Bayne, 2012).

La mayoría de los estudios clínicos incluyen un par de productos que han sido comercializados recientemente y abarcan un período de tiempo relativamente corto a partir del cual se obtienen unas determinadas observaciones clínicas, encaminadas, sobre todo, a establecer unas condiciones de seguridad y efectividad (Bayne, 2012). Los estudios clínicos, por lo general, no aportan información detallada de las propiedades de los materiales analizados y son muy difíciles de comparar unos con

otros, puesto que sus diseños pueden ser sustancialmente distintos (Peumans *et al.*, 2005).

El sistema para establecer la efectividad y evaluar el comportamiento de estos materiales fue originariamente el conjunto de guías clínicas dictadas por el United States Public Health Service (Servicio de Salud Pública de los Estados Unidos), más conocido por sus siglas, USPHS. Este sistema fue desarrollado por Ryge y Cvar en, 1971, mientras el primero trabajaba para el USPHS y ha sido llamado por esa razón Método o Sistema USPHS de forma simplificada. El artículo original mencionado fue reimpresso hace unos años para actualizar su difusión y hacerlo más asequible y útil a la nueva generación de investigadores clínicos de todo el mundo (Cvar y Ryge, 2005). A partir de su trabajo, no obstante, surgieron numerosas actualizaciones y revisiones, también plenamente empleadas, entre ellas, la propuesta por Wilson *et al.*, (2002).

En los últimos tiempos la mayor parte de los estudios clínicos sobre materiales de restauración dental han prescindido de emplear un material clasificable como control, es decir, de reconocida excelencia. En su lugar se analizan distintos materiales mediante un conjunto estandarizado de categorías o parámetros, un método estandarizado de evaluación y observadores adecuadamente calibrados (Bayne, 2012).

Los estudios de diseño longitudinal que se realizan en las Facultades de Odontología están correctamente aleatorizados y estandarizados, pero suelen contar con un tamaño muestral pequeño y un periodo de análisis reducido, generalmente de hasta dos o cinco años. Esto puede acarrear que algunos importantes fenómenos clínicos acontecidos en el largo plazo no sean nunca constatados (Bayne, 2012).

Por lo tanto, este tipo de estudios se convierten muchas veces en una mera prueba del éxito inicial. Además, dependiendo de los criterios de inclusión pre-establecidos para la muestra, en ocasiones pueden representar sólo a un reducido segmento de la población (Hickel *et al.*, 2007).

Toda investigación clínica es susceptible de verse afectada por diversos sesgos, es decir, hipotéticas circunstancias capaces de alterar el método del estudio y, por consiguiente, alterar los resultados. Bayne *et al.*, (1991) invitaron a los investigadores dispuestos a realizar estudios clínicos a considerar los siguientes factores, relacionados con:

- Operador: Son, fundamentalmente, la destreza manual requerida para realizar los procedimientos de preparación cavitaria y restauración dental, la capacidad visual y el criterio clínico para tomar decisiones y juzgar situaciones. También se encuentran en esta categoría la aplicación de los materiales, el mantenimiento de un campo operatorio correctamente aislado, la fotopolimerización y las técnicas de acabado y pulido de las obturaciones.
- Diseño: Incluye la opción de realizar un bisel, la técnica de inserción de la resina compuesta y la conformación de los puntos de contacto oclusales y proximales.
- Material: Relacionadas con el material en sí, sus características técnicas y modo de aplicación.
- Localización intraoral: Abarca las variaciones respecto al estrés, temperatura y flujo salivar existentes entre los sectores anterior y posterior y entre el maxilar y la mandíbula.
- Paciente: Son considerados el coeficiente intelectual, la higiene bucodental, la dieta, la destreza manual y la edad del paciente.



OBJETIVOS

Los objetivos de la presente investigación fueron los siguientes:

1. Comparar la resistencia adhesiva al esmalte tras varios tratamientos de envejecimiento artificial, mediante un ensayo de microtracción, de tres sistemas restauradores distintos:
 - adhesivo de grabado ácido total con resina compuesta de base metacrílica,
 - adhesivo autograbador de dos pasos con la misma resina compuesta de base metacrílica,
 - adhesivo autograbador de dos pasos con resina compuesta, ambos con base de silorano,
sin y con la aplicación de grabado ácido de forma previa en los dos últimos sistemas que emplean adhesivos autograbadores.
2. Comparar la resistencia adhesiva a la dentina, tras varios tratamientos de envejecimiento artificial y mediante un ensayo de microtracción, de los tres sistemas restauradores citados anteriormente.

3. Observar y describir los tipos de fallo de los especímenes sometidos a la prueba de microtracción mediante una lupa estereomicroscópica y microscopio electrónica de barrido (MEB).
4. Comparar el comportamiento clínico después de seis meses, uno y dos años, de obturaciones en dientes posteriores realizadas con los tres sistemas restauradores citados.

MATERIAL Y MÉTODO

3.1 Grupos experimentales

Los grupos experimentales fueron tres de acuerdo a los sistemas restauradores analizados:

- **Grupo 1:** Filtek Silorane Sistema Restaurador. Incluye su propio sistema adhesivo autograbadador de dos pasos, llamado Filtek Silorane Sistema Adhesivo, y una resina compuesta de baja contracción de polimerización, Filtek Silorane Low Shrink Posterior Restorative.
- **Grupo 2:** Sistema restaurador formado por un adhesivo de grabado ácido total de dos pasos, Adper Scotchbond 1 XT, y la resina compuesta microhíbrida Filtek Z250.
- **Grupo 3:** Sistema restaurador integrado por Adper Scotchbond SE, adhesivo autograbadador de dos pasos, y la resina compuesta microhíbrida Filtek Z250.

Todos estos materiales pertenecen a la empresa 3M ESPE, con sede en Saint Paul (Minnesota, EE.UU.), y sus formas de presentación se encuentran en la Imagen 3.1.

Las características técnicas e instrucciones de uso, ofrecidas por el fabricante para cada uno de ellos, se detallan en las Tablas 3.1 y 3.2.



Imagen 3.1: Forma de presentación de los tres sistemas restauradores analizados.

Tabla 3.1: Resinas compuestas empleadas. Información proporcionada por el fabricante.

Adhesivos	Composición	Instrucciones de uso	Tipo
Sistema Adhesivo Filtek Silorane (pH=2.7)	<u>Primer autograbadador</u> Metacrilatos fosforilados, co-polímero Vitrebond™, Bis-GMA, HEMA, agua, etanol. Relleno: sílice tratado con silano. Iniciadores, estabilizantes. <u>Adhesivo</u> Dimetacrilato hidrófobo, metacrilatos fosforilados, TEGDMA. Relleno: sílice tratado con silano. Iniciadores, estabilizantes.	<u>Primer autograbadador</u> Agitar antes de dispensar en el pocillo. Aplicar durante 15" en la cavidad con el bastoncillo negro. Dispersar y distribuirlo con aire. Fotopolimerizar 10". <u>Adhesivo</u> Agitar antes de dispensar en el pocillo. Con el aplicador verde desechable colocar en la cavidad y aplicar aire para distribuirlo uniformemente. Fotopolimerizar 10".	Autograbadador de dos pasos
Adper Scotchbond 1 XT (pH=4.7)	HEMA, Bis-GMA, dimetacrilatos, copolímero metacrilato funcional a base de ácido poliacrílico y poliitaconico, agua y etanol. Nanorrelleno y fotoiniciador	<u>Grabado ácido:</u> Aplicar ácido ortofosfórico al 35% (Scotchbond Etchant, 3M ESPE) durante 15" y lavar durante 10". Eliminar exceso de humedad con bolita de algodón o micro-esponja. No desecar. <u>Adhesivo</u> Aplicar dos capas sucesivas con el bastoncito durante 15". Secar delicadamente con aire (2-5") para evaporar el solvente. Fotopolimerizar (10").	Grabado ácido total de dos pasos
Adper Scotchbond SE (pH=1)	<u>Líquido A (Primer):</u> Agua, HEMA, surfactante, colorante rosa. <u>Líquido B (Adhesivo):</u> UDMA, TEGDMA, TMPTMA, HEMA, MHP. Nanorrelleno de zirconia. Canforoquinona (fotoiniciador).	<u>Líquido A (Primer)</u> Aplicar en la cavidad con bastoncillo hasta que ésta se coloree completamente de color rosa. <u>Líquido B (Adhesivo)</u> Aplicar activamente durante 20" sobre toda la cavidad, humedecida aún por el líquido A. A medida que se aplica, el color rosa de éste va desapareciendo, lo que indica la activación de la parte ácida del adhesivo y el comienzo del proceso de autograbado. Secar con aire 10". Aplicar una segunda capa de adhesivo, seguido por una corriente de aire suave. Fotopolimerizar (10").	Autograbadador de dos pasos
UDMA = Dimetacrilato de uretano. HEMA = 2-hidroxietil metacrilato. Bis-GMA = Bisfenol glicidil metacrilato.		TEGDMA = Dimetacrilato de tetraetilenglicol. TMPTMA = Trimetacrilato (TMA hidrófobo) de trimetilpropano. MHP = Fosfatos metacrilicos.	

Tabla 3.2: Resinas compuestas empleadas. Información proporcionada por el fabricante.

Resinas compuestas	Matriz orgánica	Relleno
Filtek Silorane Low Shrink Posterior Restorative	Resina de silorano: 3,4-epoxiciclohexiletildiclopometilsiloxano, bis-3,4-epoxiciclohexiletilfenilmetilsilano, fluoruro de ytrio (15%), canforoquinona, sal de yodo, estabilizantes, pigmentos.	Partículas de cuarzo silanizadas: 50% vol, 70% peso. Tamaño: 0.1-2 µm.
Filtek Z250	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA.	Partículas de cuarzo y zirconio: 60% vol, 78% peso. Tamaño: 0.01-3.5µm (0.6µm de media).

3.2 Cuantificación de la resistencia adhesiva al esmalte de los sistemas restauradores evaluados, aplicando ácido previo o no, y tras termociclado

Para esta fase experimental se emplearon 45 incisivos permanentes bovinos que, después de ser lavados y analizados con la lupa esteremicroscópica (Olympus SZX7, Hamburgo, Alemania) para descartar la presencia de caries o grietas, se conservaron refrigerados (4 °C) en una solución de agua destilada y sales de timol por un periodo inferior a seis meses desde su extracción.

Para facilitar la manipulación de los dientes se separó la raíz de la corona con fresas de diamante y se rellenó la cámara pulpar con composite para muñones de curado dual (ParaCore, Coltène-Whaledent, Altstätten, Suiza) adherido mediante el adhesivo XP Bond (Dentsply, Konstanz, Alemania), siendo ambos materiales polimerizados con la unidad Elipar S10 LED (3M ESPE).

A continuación se instrumentó la superficie vestibular de los dientes, realizando sobre ellas un pulido bajo irrigación con discos de carburo de silicio de 600 grit (Buehler, Lake Bluff, Illinois, EE.UU.) montados en la pulidora (Beta Grinder-Polisher, Buehler). Con este procedimiento se consiguió eliminar la convexidad original de la cara vestibular y exponer así una superficie plana de esmalte prismático. Se comprobó, con la ayuda de una lupa estereomicroscópica y la inyección de aire, que todas las preparaciones estuvieran limitadas al espesor del esmalte.

Los dientes se dividieron entonces de forma aleatoria en 5 grupos (9 dientes por grupo), dos más que los sistemas restauradores originales, como consecuencia de la aplicación previa de grabado ácido para los grupos con sistemas adhesivos autograbadores. Los grupos resultantes fueron los siguientes:

- **Grupo 1:** Filtek Silorane Sistema Restaurador.

- **Grupo 2:** Este grupo se reconstruyó también con el sistema Filtek Silorane, pero previamente a la colocación de su sistema adhesivo, se aplicó ácido ortofosfórico al 35% (Scotchbond Etchant, 3M ESPE) durante 15 segundos, siendo aclarado posteriormente (10 segundos).
- **Grupo 3:** Sistema adhesivo Adper Scotchbond 1 XT y resina compuesta Filtek Z250.
- **Grupo 4:** Sistema adhesivo Adper Scotchbond SE y resina compuesta Filtek Z250.
- **Grupo 5:** Este grupo, como el anterior, fue reconstruido con el sistema Adper Scotchbond SE y Filtek Z250, pero previamente a la colocación del adhesivo, se aplicó ácido ortofosfórico al 35% (Scotchbond Etchant, 3M ESPE) durante 15 segundos, siendo aclarado posteriormente (10 segundos).

Los adhesivos se aplicaron exclusivamente en el esmalte preparado siguiendo las instrucciones del fabricante y sobre ellos se contruyeron bloques de resina compuesta. Ésta fue colocada siguiendo siempre una cuidadosa técnica incremental, conllevando la aposición de tres incrementos de composite (2 mm de altura cada uno) que fueron polimerizados separadamente durante 20 segundos con la unidad de polimerización LED Demetron I (Kerr, Orange, California, EE.UU), cuya densidad de potencia mínima era de 550 mW/cm².

A continuación se realizó una nueva división de los dientes preparados. De este modo, a partir de cada uno de los grupos experimentales se originaron 3 subgrupos, de 3 dientes cada uno, en función de los siguientes tratamientos de envejecimiento:

- **Subgrupo A:** Conservación en agua destilada a 37 °C y durante 24 h.
- **Subgrupo B:** Termociclado de 5000 ciclos entre 5 y 55 °C, con un tiempo de inmersión de 30 segundos.
- **Subgrupo C:** Termociclado de 10000 ciclos entre 5 y 55 °C, con un tiempo de inmersión de 30 segundos.

Una vez concluidos los distintos tratamientos de envejecimiento, se procedió a seccionar longitudinalmente los dientes con un disco de diamante a baja velocidad y con abundante irrigación con agua (IsoMet® 5000 Linear Precision Saw, Buehler). Los cortes se realizaron en los ejes "x" e "y" a fin de obtener especímenes con forma de barra y sección cuadrangular, con un área transversal, es decir, de superficie adherida, de aproximadamente 1 mm² (Imagen 3.2). Por cada diente se obtuvo una media de 20 especímenes válidos para el consiguiente test de microtracción.

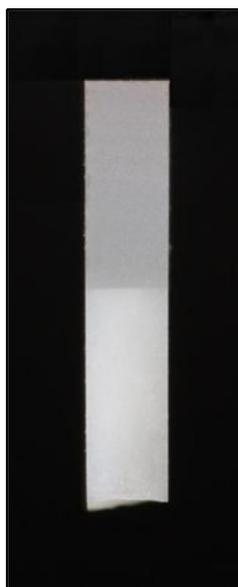


Imagen 3.2: Detalle de un espécimen con forma de barra, listo para ser sometido a la prueba de microtracción. Obsérvese la adecuada horizontalidad de la interfase adhesiva.

Para calcular exactamente el área de superficie adherida de cada espécimen se midieron sus laterales con un calibre digital con una precisión de 0.001 mm (Mitutoyo Corporation, Aurora, Illinois, EE.UU.).

A continuación, fueron sometidos individualmente a la prueba de microtracción con la máquina de ensayos universales Instron 3345 (Instron Corporation, Canton, Massachusetts, EE.UU.), que generó una fuerza de tracción desde uno de sus extremos, lo que tensó los especímenes a una velocidad de travesaño de 1 mm/min hasta su fractura. Para ello, éstos tuvieron que ser adheridos

con pegamento de cianocrilato (Loctite Gel, Henkel, Düsseldorf, Alemania) a las mordazas de la máquina (Bencor Multi-T modificado).

Los valores de microtracción se expresaron en megapascales (MPa), unidad procedente del cociente entre la fuerza necesaria para fracturar los fragmentos (newtons, N) y el área de la superficie adherida (mm^2).

Todos aquellos especímenes que se fracturaron antes de ser sometidos al test de microtracción, indistintamente de si esto ocurrió durante la sección, manipulación o fijación de las muestras, fueron registrados pero descartados del análisis estadístico.

Al finalizar la prueba de microtracción, los especímenes fueron extraídos cuidadosamente de las mordazas de la máquina y conservados en tubos Eppendorf.

3.3 Cuantificación de la resistencia adhesiva a la dentina de los sistemas restauradores evaluados y tras termociclado

Para este análisis se utilizaron dientes humanos extraídos y sanos, en este caso 27 terceros molares, que fueron escogidos y conservados siguiendo la misma sistemática que los incisivos bovinos del apartado anterior y con el mismo equipamiento.

Todos los molares fueron seccionados perpendicularmente para exponer una superficie de dentina coronal limitada a una profundidad media. Ésta fue entonces pulida en la pulidora con discos de carburo de silicio de 600 grit y bajo irrigación, con el fin de generar un barrillo dentinario de características estandarizadas, relevantes y extrapolables a una instrumentación clínica. Las superficies dentinarias resultantes eran planas y regulares. Antes de cualquier otro procedimiento se descartó que estas superficies pudieran presentar remanentes de esmalte o la exposición de algún cuerno pulpar. Para ello nos ayudamos nuevamente de la magnificación ofrecida por la lupa estereomicroscópica.

Posteriormente, los dientes fueron divididos de forma aleatoria, esta vez en tres grupos, correspondientes a los tres sistemas restauradores a estudiar:

- **Grupo 1:** Filtek Silorane Sistema Restaurador.
- **Grupo 2:** Sistema adhesivo Adper Scotchbond 1 XT y resina compuesta Filtek Z250.
- **Grupo 3:** Sistema adhesivo Adper Scotchbond SE y resina compuesta Filtek Z250.

Los adhesivos se aplicaron sobre las superficies expuestas siguiendo las instrucciones del fabricante (Tabla 3.1) y, tras su polimerización, se construyeron bloques de resina compuesta del mismo modo que el descrito anteriormente.

La consiguiente nueva división de los dientes según el tratamiento de envejecimiento que les fue aplicado (24 h, 5000 termociclos, 10000 termociclos), su sección en especímenes con forma de barrita (15 especímenes por diente, de media), el sometimiento a la prueba de microtracción y la forma de conservación fueron exactamente iguales a los realizados con los especímenes de esmalte, previamente explicados.

3.4 Análisis del tipo de fallo mediante lupa estereomicroscópica y microscopía electrónica de barrido (MEB)

Las superficies fracturadas de todos ellos fueron posteriormente analizadas con la lupa estereomicroscópica (Olympus SZX7), con el fin de determinar el tipo de fallo acontecido en cada una de ellas: adhesivo (entre el adhesivo y el esmalte-dentina y/o entre el adhesivo y el composite), cohesivo (fractura en el seno del esmalte-dentina o el composite) o mixto (fallos adhesivo y cohesivo acontecidos simultáneamente). Este análisis fue realizado con una magnificación de hasta 50x y siempre por un único observador.

A continuación se escogieron especímenes que presentaban un valor de resistencia a la microtracción y un tipo de fallo similares a la mayoría de los especímenes de su grupo y subgrupo de experimentación para la observación del modo de fallo con microscopía electrónica de barrido. Dichos especímenes fueron metalizados con oro (SCD 005 Sputter Coater, BalTec, Balzers, Liechtenstein) antes de su observación con el microscopio (Hitachi VP-SEM S-3400N, Tokio, Japón).

3.5 Análisis del comportamiento clínico de los tres sistemas restauradores en obturaciones en dientes posteriores

A. Criterios de inclusión y exclusión. Consentimiento informado

Para el desarrollo de la fase clínica del estudio se redactó un protocolo de actuación que fue aprobado por el Comité ético de la Universidad Rey Juan Carlos (Anexo I).

A continuación se procedió a la selección de 25 pacientes a partir de la cartera de la Clínica Universitaria de la Universidad Rey Juan Carlos. Los pacientes susceptibles de ingresar en el estudio necesitaban tratamiento odontológico restaurador, al menos tres obturaciones de Clase I (oclusales) y/o Clase II en premolares y/o molares.

Los criterios excluyentes que se fijaron fueron los siguientes:

- Edentulismo parcial (presencia de menos de 20 dientes en la boca).
- Historial de hipersensibilidad dentinaria.
- Enfermedad periodontal.
- Bruxismo.
- Alergia a materiales resinosos.
- Malas condiciones de higiene oral.
- Embarazo o estado de lactancia.
- Consumo crónico de antiinflamatorios, analgésicos y/o psicotropos.

Además, para los dientes susceptibles de ser restaurados, se establecieron los siguientes criterios excluyentes:

- Dientes no vitales o que presentaran tratamiento de conductos.
- Dientes con función de pilar para prótesis fija y/o removible.
- Dientes sin una relación oclusal normal con la dentición natural.
- Dientes sin ningún contacto con los dientes adyacentes.

Todos aquellos pacientes que cumplieron dichos requisitos fueron informados sobre los objetivos y condiciones de la investigación, de la cual aceptaron formar parte de forma expresa a través de un Consentimiento Informado que se formuló específicamente para este estudio (Anexo I).

Finalmente, 10 varones y 15 mujeres, con un rango de edad situado entre 18 y 60 años (29.8 años de media) y un estado de salud general bueno, fueron incluidos en la investigación clínica.

B. Procedimiento operatorio

Por motivos diagnósticos y de registro de datos se realizaron radiografías de aleta de mordida a todos los pacientes, excepto a aquellos que aportaban radiografías recientes, es decir, realizadas durante el año anterior.

Hubo una distribución homogénea respecto a los dos motivos principales por los que se realizó el tratamiento restaurador. En primer lugar, el reemplazo de obturaciones defectuosas (tanto de amalgama de plata como de resina compuesta) que presentaban signos radiográficos y/o clínicos de caries secundaria o fracasos adhesivos, así como, en algunas ocasiones, por motivos estéticos. En segundo lugar, la otra indicación para la restauración dental fue el tratamiento de lesiones cariosas primarias (Imagen 3.3).



Imagen 3.3: Ejemplos de dientes susceptibles de recibir tratamiento restaurador debido a la presencia de obturaciones deficientes (izquierda) o caries (derecha).

Todos los procedimientos operatorios fueron llevados a cabo por un mismo odontólogo (Bruno Baracco) en las instalaciones de la Clínica Universitaria de la URJC. En todos los casos, las obturaciones se colocaron bajo anestesia local y con aislamiento absoluto del campo operatorio mediante dique de goma.

Las cavidades fueron realizadas con fresas redondas de diamante, de diversos tamaños (Komet-Brasseler, Lemgo, Alemania). El diseño cavitario estuvo exclusivamente supeditado a la mera eliminación del material de obturación antiguo, en los casos de restauraciones que debían ser reemplazadas, o bien del tejido cariado presente en aquellas lesiones cariosas primarias, quedando siempre limitado a nivel de dentina media o profunda. En muy puntuales situaciones se decidió colocar sobre la dentina profunda una capa de cemento de ionómero de vidrio modificado con resina (Vitrebond, 3M ESPE). Para realizar las obturaciones de Clase II se empleó el sistema de matrices seccionales Palodent (Dentsply) así como cuñas de madera de tamaños variados (Kerr).

Los tres sistemas restauradores empleados fueron:

- **Grupo 1:** Filtek Silorane Sistema Restaurador.
- **Grupo 2:** Sistema adhesivo Adper Scotchbond 1 XT y resina compuesta Filtek Z250.
- **Grupo 3:** Sistema adhesivo Adper Scotchbond SE y resina compuesta Filtek Z250.

Dichos sistemas fueron aleatoriamente seleccionados para cada diente de cada paciente. No obstante, dicha asignación precisó ser ocasionalmente dirigida, con el fin de asegurar una distribución homogénea de éstos y minimizar así la posible influencia de variables como el tipo y posición del diente o el tipo y tamaño de la restauración (Bryant y Hodge, 1994).

Todos los sistemas adhesivos fueron empleados en todo momento atendiendo escrupulosamente a las instrucciones dictadas por el fabricante. Los composites, por su parte, se colocaron siguiendo siempre una técnica incremental (capas no mayores de 2 mm de espesor) con la ayuda de instrumentos plásticos espatulados u ovoides. Cada incremento se fotopolimerizó durante 20 segundos con la unidad de polimerización LED Demetron I (Kerr), con densidad de potencia superior a 550 mW/cm². Todos los composites fueron del color A3.

Tras la polimerización del último incremento se procedió al ajuste oclusal y acabado de las restauraciones. Para ello se emplearon fresas diamantadas de abrasividad decreciente y, en caso de ser necesario, hoja de bisturí del n° 12 y discos de óxido de aluminio (Sof-Lex, 3M ESPE). Por su parte, el pulido de las obturaciones se llevó a cabo con los sistemas de puntas de silicona Enhance y PoGo (Dentsply). La integridad del punto de contacto en las restauraciones de Clase II fue chequeada mediante hilo dental.

C. Método de evaluación

Todas las restauraciones fueron evaluadas hasta en cuatro ocasiones después de su colocación:

- Una semana (situación inicial).
- Seis meses.
- Un año.
- Dos años.

En todas estas citas se analizó y valoró su estado según los siguientes parámetros: color, retención, adaptación marginal, forma anatómica, rugosidad superficial, tinción marginal, sensibilidad y presencia de caries secundaria (Anexo I). La sensibilidad dentaria fue registrada de forma pre y post-operatoria mediante la aplicación de aire del equipo dental a 2 cm de la superficie vestibular del diente.

La evaluación de los parámetros clínicos estuvo basada en la adaptación de Wilson *et al.*, (2002) de los criterios USPHS (United States Public Health Service) (Tabla 3.3) y fue llevada a cabo por dos odontólogas que actuaron como "observadoras ciegas", es decir, sin tener conocimiento del sistema restaurador empleado para cada uno de los dientes que examinaron. En aquellos casos en los que, tras la evaluación de la restauración, existieron contradicciones en el criterio de ambas observadoras, éstas debieron alcanzar un consenso.

En cada una de las citas se tomaron fotografías digitales de los dientes restaurados con una magnificación de 1.3x, con la cámara digital Nikon D80 (Nikon Corporation, Tokio, Japón) y el objetivo Micronikkor de 105 mm. Además de suponer un registro visual del estado de las restauraciones, las fotografías resultaron especialmente útiles para analizar la posible tinción marginal de las mismas.

Tabla 3.3: Adaptación de los criterios clínicos USPHS.

Parámetro	Valor	Definición
Color	Alfa Bravo Charlie	La restauración coincide con el color y la translucidez del diente. La diferencia de color/translucidez es aceptable. La diferencia de color/translucidez está fuera del rango aceptable.
Retención	Alfa Bravo Charlie	Total. Parcial. Restauración ausente.
Adaptación marginal	Alfa Bravo Charlie	La restauración está íntimamente adaptada al diente. No se observan grietas ni la sonda se retiene en los márgenes u otra región. La sonda se retiene a pesar de no apreciarse ninguna grieta. No hay exposición de dentina ni base cavitaria. La sonda penetra en una grieta a través de la cual se alcanza la dentina o la base cavitaria.
Forma anatómica	Alfa Bravo Charlie	La restauración reproduce la anatomía dentaria. La restauración no reproduce la anatomía dentaria pero la pérdida de material es insuficiente para que quede expuesta la dentina. Existe una pérdida de material que deja expuesta la dentina o la base.
Rugosidad superficial	Alfa Bravo Charlie Delta	La superficie de la restauración está lisa. La superficie de la restauración está ligeramente rugosa, pero puede ser pulida. La superficie de la restauración está muy rugosa y accidentada y no se puede solucionar con un pulido. La superficie de la restauración está fracturada o se descascarilla.
Tinción marginal	Alfa Bravo Charlie	No existe tinción en el margen cavosuperficial. <50% del margen está teñido. Es eliminable y localizada. >50% del margen está teñido.
Sensibilidad*	Alfa Bravo Charlie Delta	Nula. Leve y tolerable. Hay molestias, pero no es necesario sustituir la restauración. Hay dolor. Es necesario sustituir la restauración.
Caries secundaria	Alfa Bravo	Ausencia. Presencia.

* Se registró una semana después de la colocación de la restauración.

3.6 Análisis estadístico de los datos

Todos los resultados obtenidos fueron analizados estadísticamente con el programa IBM SPSS 19 (IBM Company, Chicago, Illinois, EE.UU.) para Windows. El nivel de significación aceptado en todos los casos fue de 0.05.

A. Evaluación de la resistencia adhesiva al esmalte y a la dentina

El análisis estadístico desarrollado fue igual para las muestras de esmalte y las de dentina. Primero se realizó una estadística descriptiva utilizando como medida de tendencia central la media aritmética, y como medida de dispersión la desviación estándar. Para evaluar si las variables independientes (sistema restaurador utilizado y tratamiento de envejecimiento) influían sobre la variable cuantitativa dependiente objeto del estudio, resistencia adhesiva al esmalte o la dentina, se aplicó un test de ANOVA de dos vías. Las comparaciones posteriores se realizaron con el test de Student-Newman-Keuls.

B. Evaluación del comportamiento clínico

Para la comparación inter-sistema, es decir, entre los tres sistemas de restauración en cada una de las citas de evaluación (tras una semana, seis meses, uno y dos años), se emplearon los tests no paramétricos de Kruskal-Wallis y de la U de Mann Whitney.

Por su parte, los tests no paramétricos de Friedman y Wilcoxon fueron utilizados para realizar la comparación intra-sistema, o lo que es igual, la comparación de los resultados obtenidos con el mismo sistema entre las cuatro citas de evaluación.

4 RESULTADOS

4.1 Resistencia adhesiva al esmalte de los sistemas restauradores evaluados, aplicando ácido previo o no, y tras termociclado

El análisis estadístico determinó que la resistencia adhesiva al esmalte estaba influida por el sistema restaurador utilizado y el tratamiento de envejecimiento. La interacción entre ambos factores también fue significativa. Los resultados estadísticos se presentan en la Tabla 4.1.

Las medias y desviaciones estándar correspondientes a la prueba de resistencia adhesiva a la microtracción de los sistemas restauradores evaluados adheridos a esmalte, aplicando antes ácido ortofosfórico o no, se detallan en la Tabla 4.2.

Se procedió, por tanto, a ejecutar el test estadístico de ANOVA de una vía para analizar la influencia del sistema restaurador, por un lado, y del tratamiento de envejecimiento, por otro, en la resistencia adhesiva.

Tabla 4.1: Efecto de las variables independientes sistema restaurador y envejecimiento en la resistencia adhesiva al esmalte.

Fuente de variación	Suma de cuadrados	Gl	F	Sig
Modelo corregido	19440,913	14	1388,637	0,000
Efecto principal	663009,971	1	663009,971	0,000
Sistema Restaurador	12849,584	4	3212,396	0,000
Envejecimiento	5985,854	2	2992,927	0,000
Interacción Sistema Restaurador – Envejecimiento	719,495	8	89,937	0,000
Error	16828,091	923	18,232	
Total	704777,743	938		
Total corregido	36269,004	937		

R² corregido=0.529

Tabla 4.2: Valores medios (desviación estándar) de la resistencia a la microtracción obtenida al esmalte (MPa), número de muestras testadas (n) y cantidad de fallos pre-test (%) para cada uno de los grupos experimentales en función del tipo de tratamiento de envejecimiento aplicado.

Tratamiento de envejecimiento ↓	Filtek Silorane Sistema Restaurador			Ácido ortofosfórico + Filtek Silorane Sistema Restaurador			Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250			Adper Scotchbond SE + Filtek Z250			Ácido ortofosfórico + Adper Scotchbond SE + Filtek Z250							
	\bar{x} (de)	n	%	\bar{x} (de)	n	%	\bar{x} (de)	n	%	\bar{x} (de)	n	%	\bar{x} (de)	n	%					
24 h	23,1 (4,2)	63	2	C 1	29,7 (4)	65	0.3	B 1	34,1 (4,1)	66	1	A 1	29,4 (3,9)	65	2	B 1	29,8 (3,7)	62	0.2	B 1
5000x	22,8 (5,2)	61	3	C 1	27,9 (4)	61	0.5	B 1	33,4 (4,2)	64	0.8	A 1	27 (3,8)	61	3	B 2	27,1 (4,4)	61	1	B 2
10000x	18,5 (3,5)	60	2.4	D 2	23,4 (4)	61	2	B 2	31,1 (4)	65	1	A 2	20,8 (3,7)	60	4.3	C 3	22,9 (4,3)	60	1.2	B 3

Letras similares en la misma fila significan similares valores de resistencia a la microtracción entre los sistemas restauradores tras cada uno de los tratamientos de envejecimiento.

Números similares en la misma columna significan similares valores de resistencia a la microtracción entre los tratamientos de envejecimiento para cada uno de los sistemas restauradores.

A. Influencia del sistema restaurador para cada tratamiento de envejecimiento

A continuación se explican los resultados obtenidos por los cinco sistemas restauradores analizados, de forma diferenciada según el tipo de tratamiento de envejecimiento aplicado (Tabla 4.2 y Figura 4.1).

24 h

Con la aplicación del test de ANOVA de una vía se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre los valores medios de microtracción alcanzados por los distintos sistemas restauradores ($F=61,561$; $p<0,001$), por lo que la consiguiente comparación se llevó a cabo con la aplicación del test de Student-Newman-Keuls ($p<0.05$) (Tabla 4.2).

En primer lugar, con los valores más altos de resistencia adhesiva y de forma solitaria, se ubicó el sistema restaurador formado por Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250. El segundo grupo estadístico englobaba a tres sistemas restauradores con valores estadísticamente similares (en orden decreciente):

- Ácido ortofosfórico + Adper Scotchbond SE + Filtek Z250.
- Adper Scotchbond SE + Filtek Z250.
- Ácido ortofosfórico + Filtek Silorane Sistema Restaurador.

En último lugar se situó el sistema restaurador Filtek Silorane, ya que los especímenes restaurados con él obtuvieron los valores de resistencia a la microtracción más bajos tras 24 h de almacenamiento en agua.

5000 termociclos

De nuevo, a partir de las diferencias significativas detectadas por el test estadístico de ANOVA de una vía entre los valores ofrecidos por los sistemas restauradores analizados ($F=47,083$; $p<0,001$), se aplicó el test de Student-Newman-Keuls, el cual constató la presencia de tres grupos estadísticos diferentes, con muy ligeras diferencias respecto a los resultados de las 24 h (Tabla 4.2).

En primer lugar repitió el sistema Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250, cuyos especímenes alcanzaron los valores más altos de resistencia adhesiva. En el segundo grupo estadístico y, por tanto, con valores estadísticamente similares, se situaron los mismos tres sistemas restauradores que tras 24 h pero en un orden distinto (en decreciente):

- Ácido ortofosfórico + Filtek Silorane Sistema Restaurador.
- Ácido ortofosfórico + Adper Scotchbond SE + Filtek Z250.
- Adper Scotchbond SE + Filtek Z250.

Finalmente, las barritas correspondientes a Filtek Silorane Sistema Restaurador, volvieron a registrar los valores de resistencia a la microtracción más bajos.

10000 termociclos

También para este caso el test ANOVA de una vía halló diferencias estadísticamente relevantes entre los valores medio de microtracción obtenidos por los sistemas restauradores ($F=76,566$; $p<0,001$). Por lo tanto, se procedió a aplicar el test de Student-Newman-Keuls, que mostró en este apartado la existencia de las siguientes diferencias (Tabla 4.2).

Otra vez, las barritas correspondientes al sistema Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250 presentaron los valores más altos.

A continuación se situaron, con valores estadísticamente semejantes, los dos sistemas restauradores con adhesivos autograbadores y refuerzo mediante el grabado ácido: Ácido ortofosfórico + Filtek Silorane Sistema Restaurador y Ácido ortofosfórico + Adper Scotchbond SE + Filtek Z250.

Por último, los valores alcanzados por las barritas pertenecientes a los sistemas Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 y Filtek Silorane Sistema Restaurador se situaron en el tercer y cuarto lugar, respectivamente.

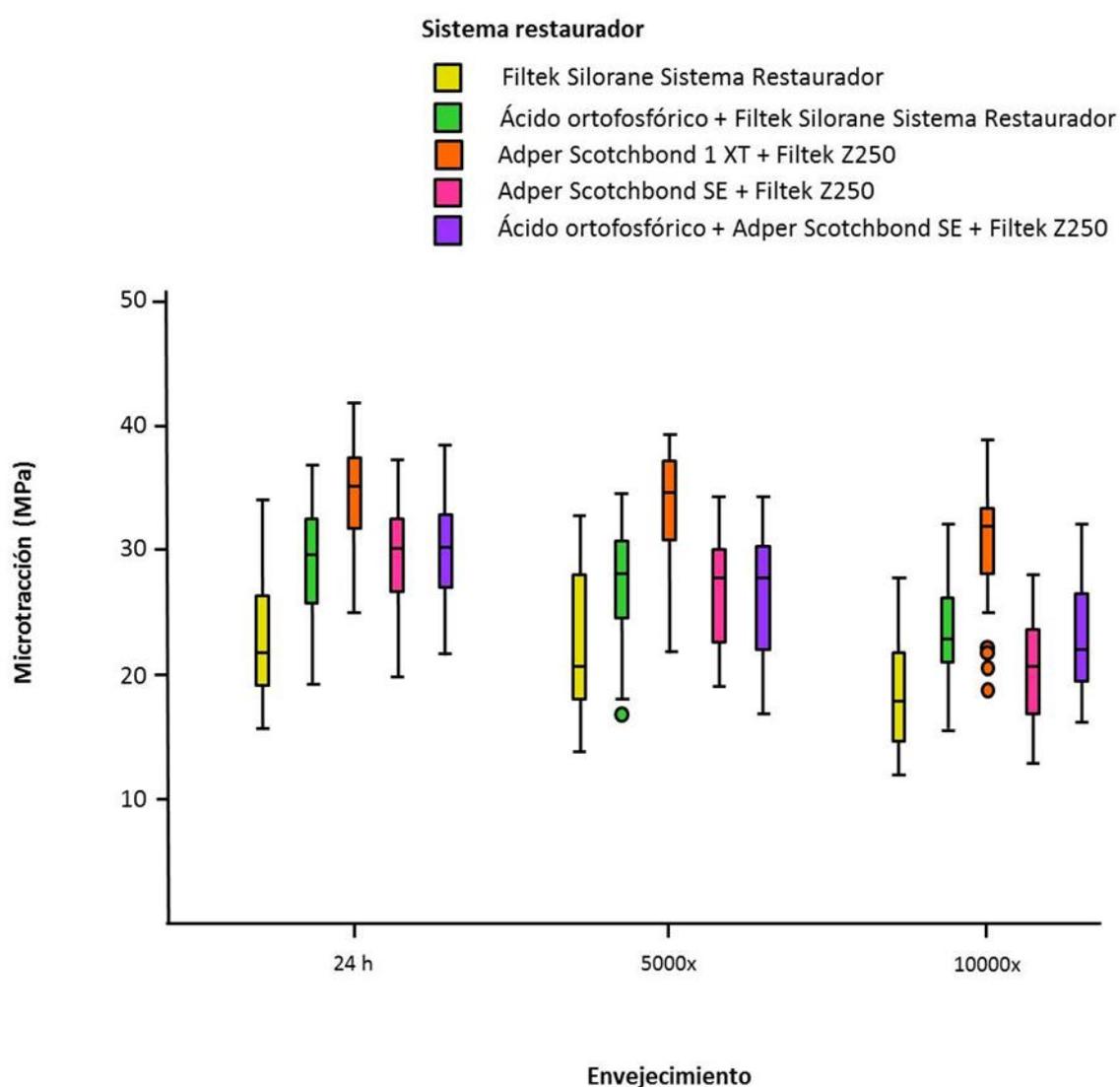


Figura 4.1: Diagrama de cajas que expresa la distribución de los valores de resistencia adhesiva al esmalte tras cada uno de los tratamientos de envejecimiento artificial obtenidos por cada sistema restaurador.

B. Influencia del tratamiento de envejecimiento aplicado para cada sistema restaurador

Los resultados obtenidos después de cada tratamiento de envejecimiento se reflejan en la Tabla 4.2 y la Figura 4.2, además de ser descritos a continuación.

El test ANOVA de una vía detectó diferencias entre los valores de microtracción obtenidos después de los distintos tratamientos de envejecimiento para todos los grupos experimentales, registrándose los siguientes datos:

- Filtek Silorane Sistema Restaurador: $F=21,401$; $p<0,001$.
- Ácido ortofosfórico + Filtek Silorane Sistema Restaurador: $F=33,164$; $p<0,001$.
- Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250: $F=9,386$; $p<0,001$.
- Adper Scotchbond SE + Z250: $F=78,602$; $p<0,001$.
- Ácido ortofosfórico + Adper Scotchbond SE + Z250: $F=42,716$; $p<0,001$.

En el caso de los tres primeros, los valores de microtracción obtenidos se mostraron estadísticamente similares después de 24 h y 5000 termociclos, siendo, por el contrario, significativamente inferiores los registrados tras el termociclado de 10000x.

Por su parte, en el caso de Adper Scotchbond SE + Filtek Z250, sin y con la aplicación de ácido ortofosfórico previo, los valores descendieron estadísticamente con cada tratamiento de envejecimiento que se aplicaba, es decir, los mayores valores se obtuvieron tras 24 h de almacenamiento, los intermedios tras 5000 termociclos y los más bajos sucedieron tras 10000 termociclos.

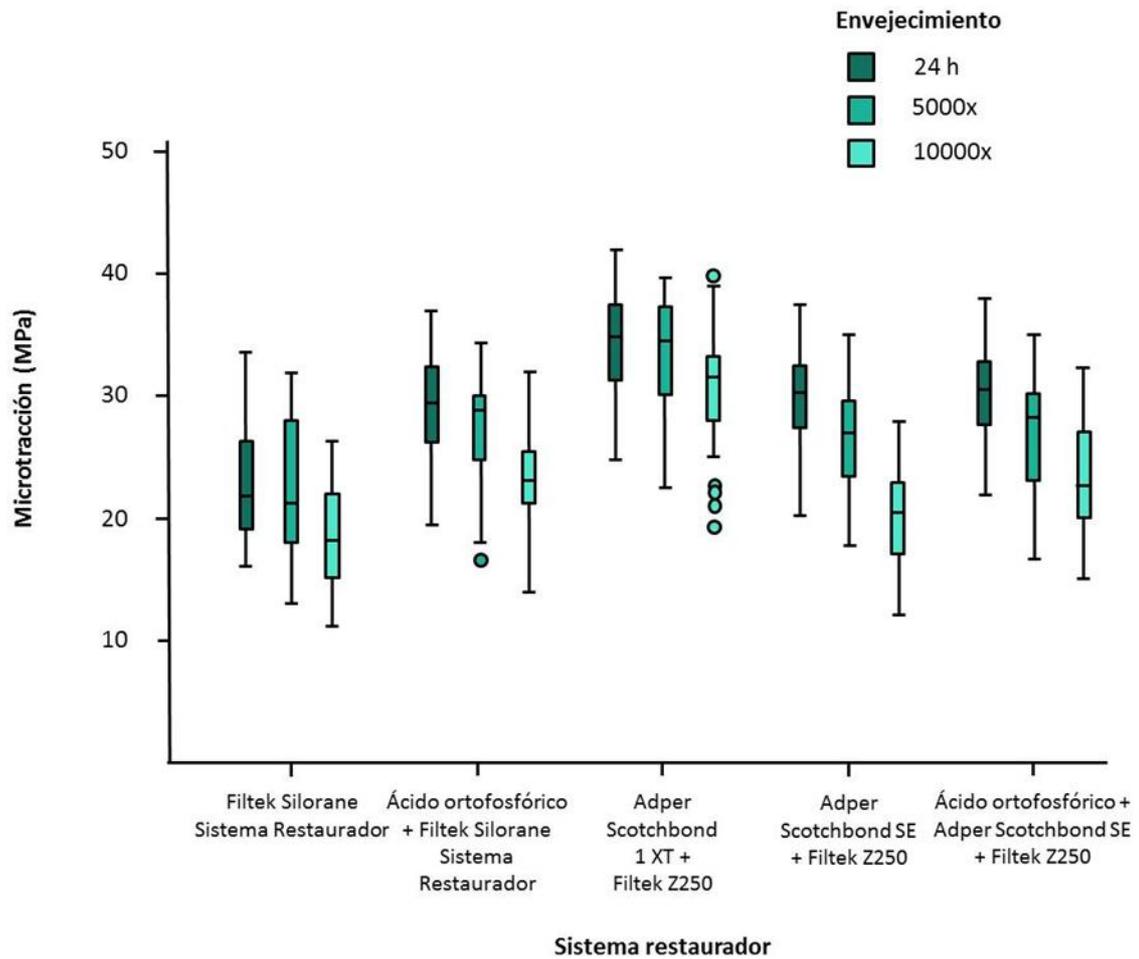


Figura 4.2: Diagrama de cajas que expresa la distribución de los valores de resistencia adhesiva al esmalte obtenidos por cada sistema restaurador tras los distintos tratamientos de envejecimiento aplicados.

4.2 Análisis del tipo de fallo tras la prueba de resistencia a la microtracción al esmalte

Mediante la observación de las superficies fracturadas con la lupa estereomicroscópica se determinó la naturaleza del fallo en cada una de las muestras evaluadas. Los resultados se expresan en la Tabla 4.3.

Tabla 4.3: Número de muestras testadas (n) y tipos de fallo (A/C/M) para cada uno de los grupos experimentales en función del tipo de tratamiento de envejecimiento aplicado.

Tratamiento de envejecimiento ↓	Filtek Silorane Sistema Restaurador		Ácido ortofosfórico + Filtek Silorane Sistema Restaurador		Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250		Adper Scotchbond SE + Filtek Z250		Ácido ortofosfórico + Adper Scotchbond SE + Filtek Z250	
	n	A/C/M	n	A/C/M	n	A/C/M	n	A/C/M	n	A/C/M
24 h	63	48/5/10	65	29/10/26	66	22/18/26	65	25/15/25	62	22/18/22
5000x	61	43/2/9	61	28/8/25	64	21/14/29	61	26/10/25	61	31/10/20
10000x	60	57/0/3	61	44/2/15	65	39/8/18	60	42/3/15	60	43/2/15

Las micrografías siguientes muestran la superficie del esmalte de barritas procedentes de especímenes restaurados con cada uno de los sistemas analizados y sometidos a cada uno de los tratamientos de envejecimiento.

Filtek Silorane Sistema Restaurador

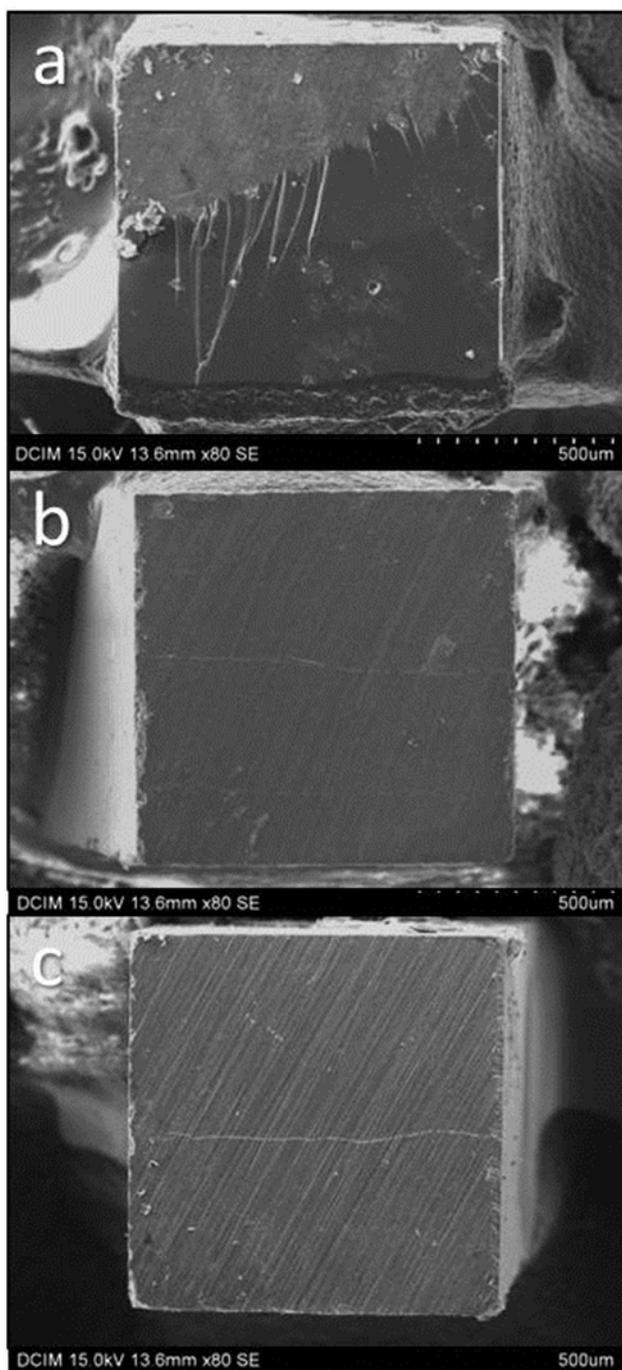


Imagen 4.1: Superficies fracturadas procedentes de especímenes restaurados con Filtek Silorane Sistema Restaurador y testadas a las 24 h (a), y tras sendos termociclados de 5000x (b) y 10000x (c) (magnificación de 80x).

La micrografía a, correspondiente a un espécimen fracturado que previamente había sido sometido al almacenamiento en agua (24 h), muestra un fallo adhesivo, ocurrido tanto entre el esmalte y el adhesivo (parte superior) como entre el adhesivo y el composite (parte inferior).

Las imágenes correspondientes a los especímenes sometidos a sendos termociclados presentan también fallos adhesivos, ocurridos entre el esmalte (cuya superficie se aprecia

descubierta) y el sistema adhesivo.

Ácido ortofosfórico + Filtek Silorane Sistema Restaurador

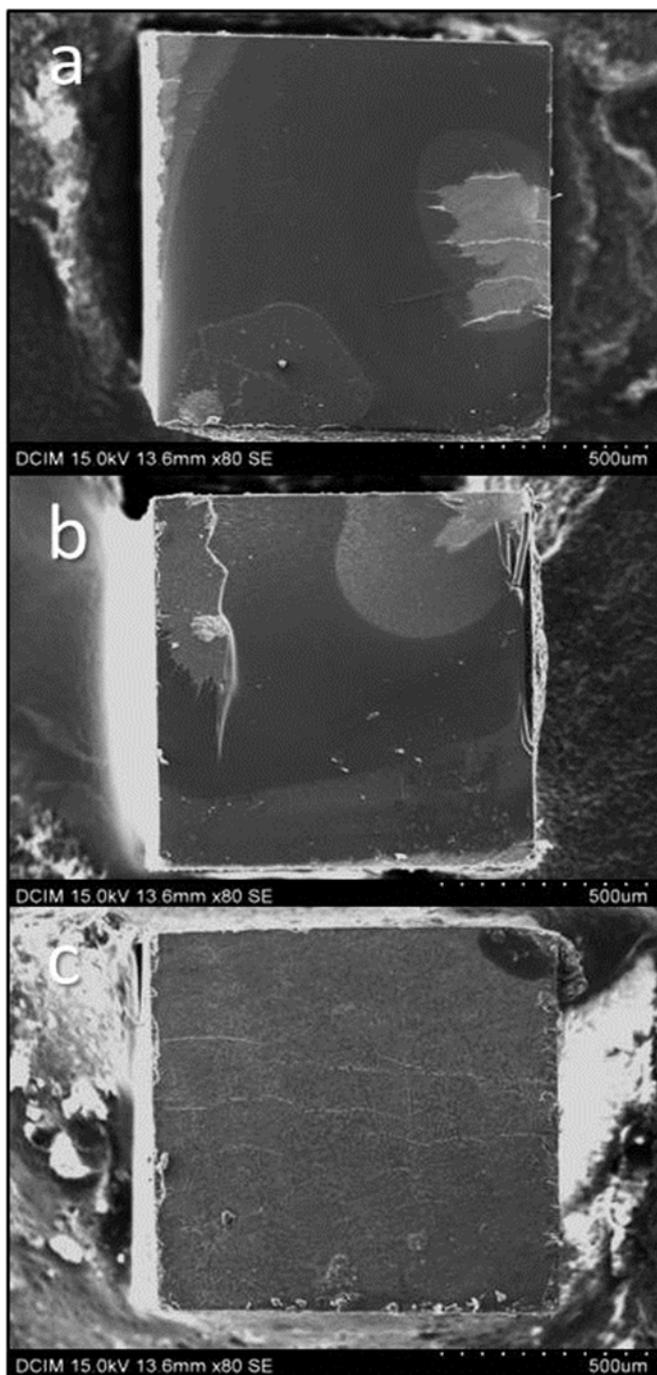


Imagen 4.2: *Superficies fracturadas procedentes de especímenes restaurados con Ácido ortofosfórico + Filtek Silorane y testadas a las 24 h (a), y tras sendos termociclados de 5000x (b) y 10000x (c) (magnificación de 80x).*

Las micrografías a y b muestran un fallo de naturaleza adhesiva acontecido en el seno de la capa del adhesivo, dado las distintas áreas que se observan. En ambos casos dicha capa mantiene la superficie del esmalte totalmente cubierta.

En la imagen inferior, el fallo también es adhesivo, claramente ocurrido entre la resina adhesiva y el esmalte, pudiendo ser apreciada la superficie de éste. No obstante, el aspecto es absolutamente diferente al del espécimen homólogo restaurado con este sistema sin la aplicación previa de ácido, ya que, en este caso, se aprecia un manifiesto patrón de grabado sobre el esmalte, producido por la aplicación de un agente desmineralizador como es el ácido ortofosfórico.

Adper Scotchbond 1XT + Filtek Z250

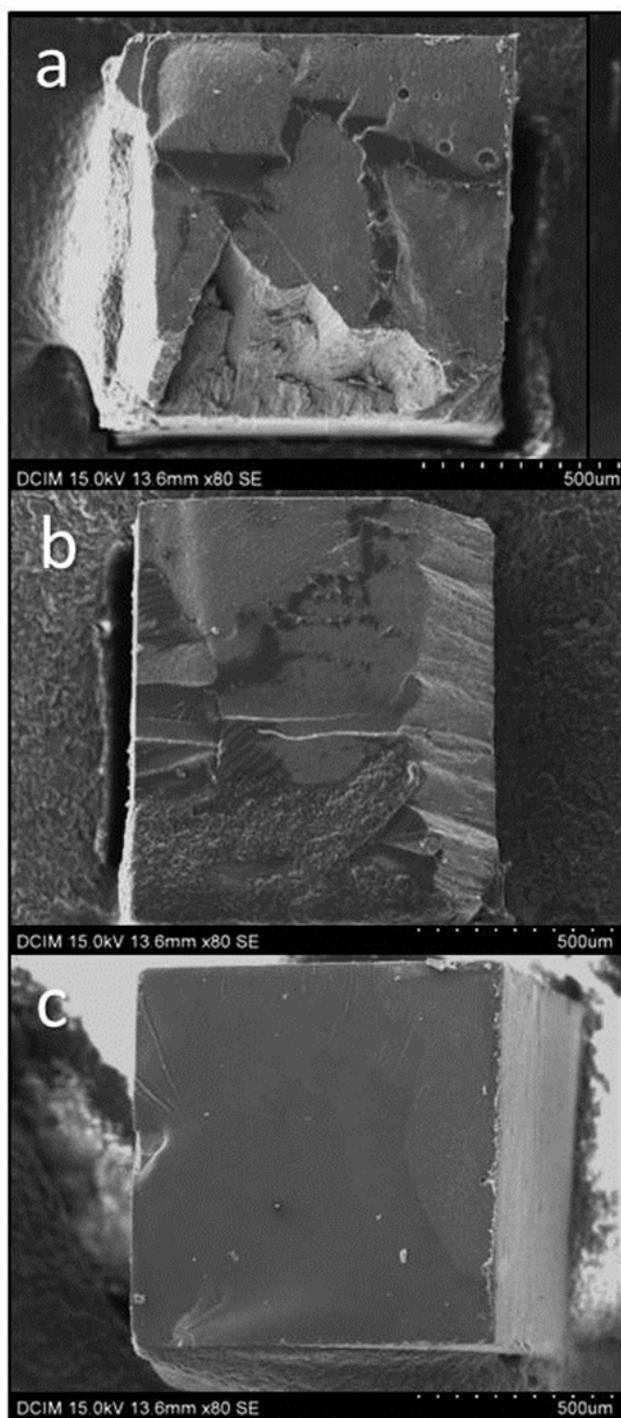


Imagen 4.3: Superficies fracturadas procedentes de especímenes restaurados con Adper Scotchbond 1XT + Filtek Z250 y testadas a las 24 h (a), y tras sendos termociclados de 5000x (b) y 10000x (c) (magnificación de 80x).

Las imágenes correspondientes a los especímenes que habían sido restaurados con este sistema y sometidos a los tratamientos de envejecimiento más leves (24 h de almacenamiento y termociclado de 5000x) muestran un tipo de fallo mixto con un muy importante componente cohesivo en el esmalte. Es claramente apreciable la fractura del esmalte en la parte inferior (a) y lateral derecha (b). En el resto de la superficie se combinan las áreas cubiertas por el adhesivo con otras en las que queda expuesto el esmalte, que presenta el característico patrón de grabado

que el ácido ortofosfórico genera.

Por el contrario, la imagen c, correspondiente a un espécimen sometido a termociclado de 10000x, muestra un fallo adhesivo entre el adhesivo y el composite, ya que se ve una capa uniforme que cubre el esmalte.

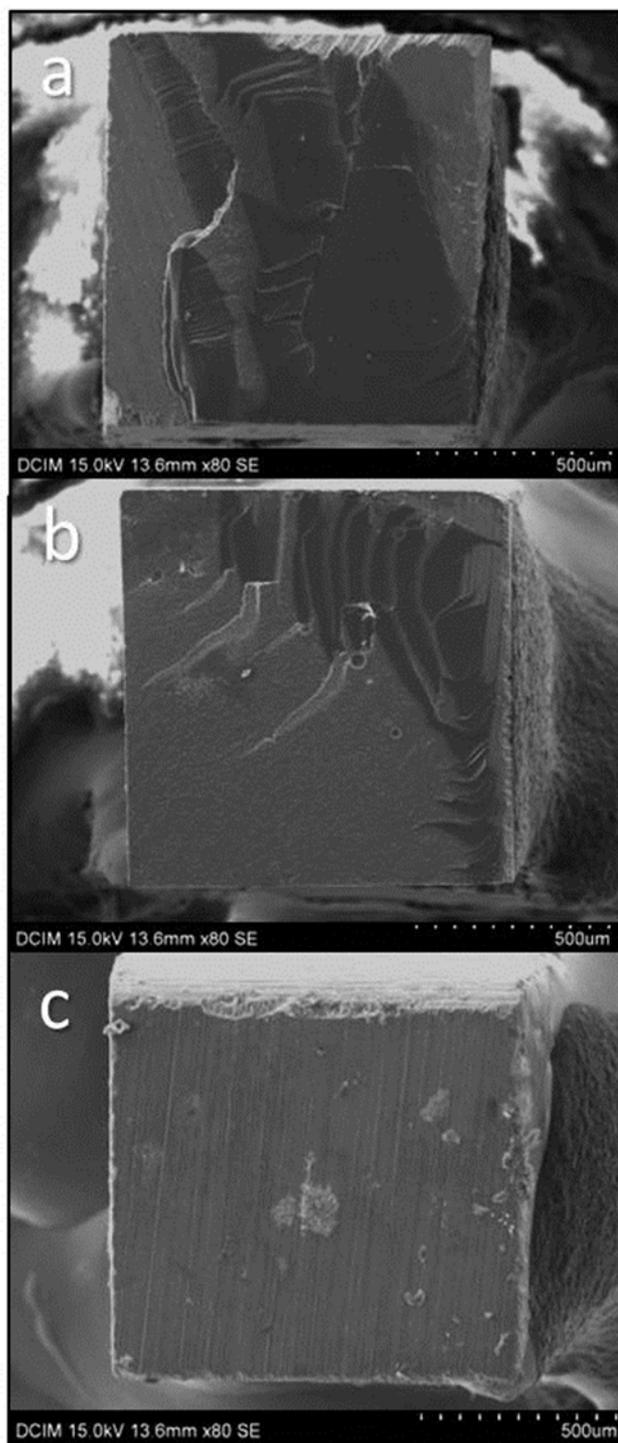
Adper Scotchbond SE + Filtek Z250

Imagen 4.4: Superficies fracturadas procedentes de especímenes restaurados con Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 y testadas a las 24 h (a), y tras sendos termociclados de 5000x (b) y 10000x (c) (magnificación de 80x).

Tanto en la micrografía a (almacenamiento en agua durante 24 h) como en la b (5000 termociclos) se pueden apreciar sendos fallos adhesivos, ocurridos en el seno de la capa adhesiva.

En la imagen inferior, por el contrario, se observa nítidamente la superficie del esmalte, presentando, por tanto, un claro fallo adhesivo.

Ácido ortofosfórico + Adper Scotchbond SE + Filtek Z250

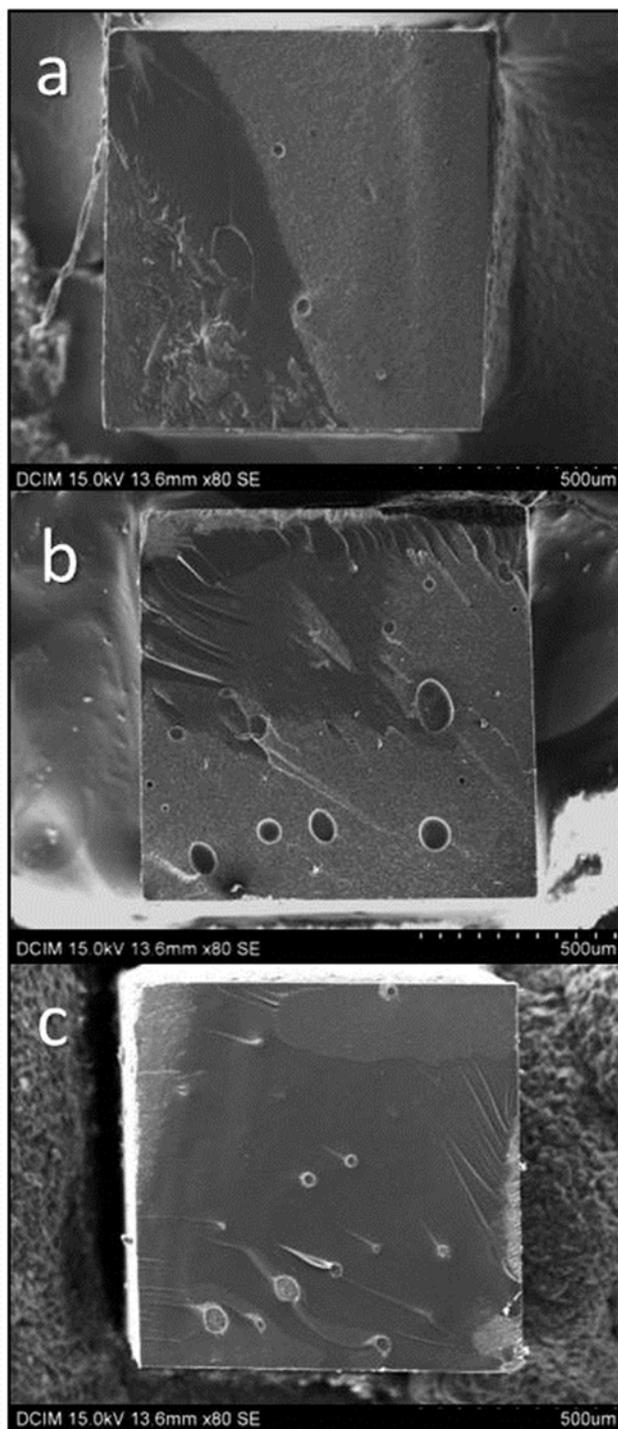


Imagen 4.5: Superficies fracturadas procedentes de especímenes restaurados con Ácido ortofosfórico + Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 y testadas a las 24 h (a), y tras sendos termociclados de 5000x (b) y 10000x (c) (magnificación de 80x).

En la imagen superior se aprecia un claro fallo mixto. En la esquina inferior izquierda es fácilmente detectable el fallo cohesivo en el esmalte (situado en un nivel más bajo que la superficie horizontal), mientras que en la zona derecha se aprecia el fallo adhesivo.

En las imágenes b y c, por el contrario, se observaron sendos fallos adhesivos, ocurridos entre el adhesivo y el composite. Resulta especialmente reseñable la aparición en ambas imágenes de varias burbujas en el interior del espesor de la capa adhesiva (marcas

con forma circular u ovoide).

4.3 Resistencia adhesiva a la dentina de los sistemas restauradores evaluados y tras termociclado

Los resultados correspondientes a la prueba de resistencia a la microtracción de los tres sistemas restauradores evaluados adheridos a la dentina se expresan en la Tabla 4.4.

El análisis estadístico determinó que el tipo de sistema restaurador no tenía repercusión en los resultados obtenidos ($p=0,942$), al contrario que las otras dos variables, ya que tanto el tipo de envejecimiento al cual las muestras fueron sometidas como la interacción entre éste y el tipo de sistema restaurador sí conllevaron un efecto sobre la resistencia a la microtracción ($p<0.001$). Los datos referentes a la estadística analítica se hallan en la Tabla 4.5. Por consiguiente, se procedió a ejecutar el test estadístico de ANOVA de una vía a ambas variables con significación estadística.

Tabla 4.5: Efecto de las variables independientes sistema restaurador y envejecimiento en la resistencia adhesiva a la dentina.

Fuente de variación	Suma de cuadrados	Gl	F	Sig
Modelo corregido	12377,180	8	1547,147	0,000
Efecto principal	133716,390	1	133716,390	0,000
Sistema Restaurador	3,142	2	1,571	0,942
Envejecimiento	11753,428	2	5876,714	0,000
Interacción Sistema Restaurador – Envejecimiento	664,606	4	166,151	0,000
Error	7959,107	302	26,355	
Total	160022,592	311		

R^2 corregido=0.529

Tabla 4.4: Valores medios (desviación estándar) correspondientes a la resistencia a la microtracción a la dentina (expresados en MPa), número de muestras testadas (n) y cantidad de fallos pre-test (%) para cada uno de los grupos experimentales en función del tipo de tratamiento de envejecimiento aplicado.

Tratamiento de envejecimiento ↓	Filtek Silorane Sistema Restaurador				Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250				Adper Scotchbond SE + Filtek Z250			
	\bar{X} (de)	n	%		\bar{X} (de)	N	%		\bar{X} (de)	N	%	
24 h	26 (5,6)	35	1	B 1	30,7 (6,4)	36	0.5	A 1	28,8 (5,2)	36	0	A 1
5000x	22,9 (4,6)	38	2.6	A 2	20,3 (4)	36	2.7	B 2	20,7 (3,6)	37	1.3	B 2
10000x	15,2 (3,6)	33	3	A 3	12,1 (3)	29	3.4	B 3	13,7 (4,2)	31	6.4	AB 3

Letras similares en la misma fila significan similares valores de resistencia a la microtracción entre los sistemas restauradores tras cada uno de los tratamientos de envejecimiento.

Números similares en la misma columna significan similares valores de resistencia a la microtracción entre los tratamientos de envejecimiento para cada uno de los sistemas restauradores.

A. Influencia del sistema restaurador para cada tratamiento de envejecimiento

A continuación se explican los resultados obtenidos con los tres sistemas restauradores analizados de forma diferenciada según el tipo de tratamiento de envejecimiento que les fue aplicado (Tabla 4.4 y Figura 4.3).

El test de ANOVA de una vía determinó que existían diferencias estadísticamente significativas entre los valores medios de microtracción obtenidos con los tres sistemas restauradores.

24 h

Con la aplicación del test de ANOVA de una vía se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre los valores medios de microtracción alcanzados por los distintos sistemas restauradores ($F=6,208$; $p<0,001$). A continuación, el test de Student-Newman-Keuls, evidenció que el sistema restaurador Filtek Silorane obtuvo valores de microtracción a las 24 h estadísticamente inferiores a los otros dos sistemas evaluados.

5000 termociclos

El test de ANOVA de una vía reveló diferencias estadísticamente significativas entre los valores medios de microtracción alcanzados por los distintos sistemas restauradores ($F=2,290$; $p<0,001$). La aplicación consiguiente del test de Student-Newman-Keuls, constató que en este caso que Filtek Silorane Sistema Restaurador obtuvo valores de microtracción a las 24 h estadísticamente superiores a los otros dos sistemas evaluados.

10000 termociclos

La aplicación del test de ANOVA de una vía halló diferencias estadísticamente relevantes entre los valores ofrecidos por los tres sistemas ($F=3,493$ $p<0,001$). El test de Student-Newman-Keuls mostró que el sistema restaurador Filtek Silorane obtuvo

los valores de resistencia adhesiva más altos, aunque estadísticamente similares a aquellos logrados por el sistema formado por Adper Scotchbond SE + Filtek Z250. Los resultados de este último sistema también fueron estadísticamente similares a los que obtuvo el sistema Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250, los más bajos de todos.

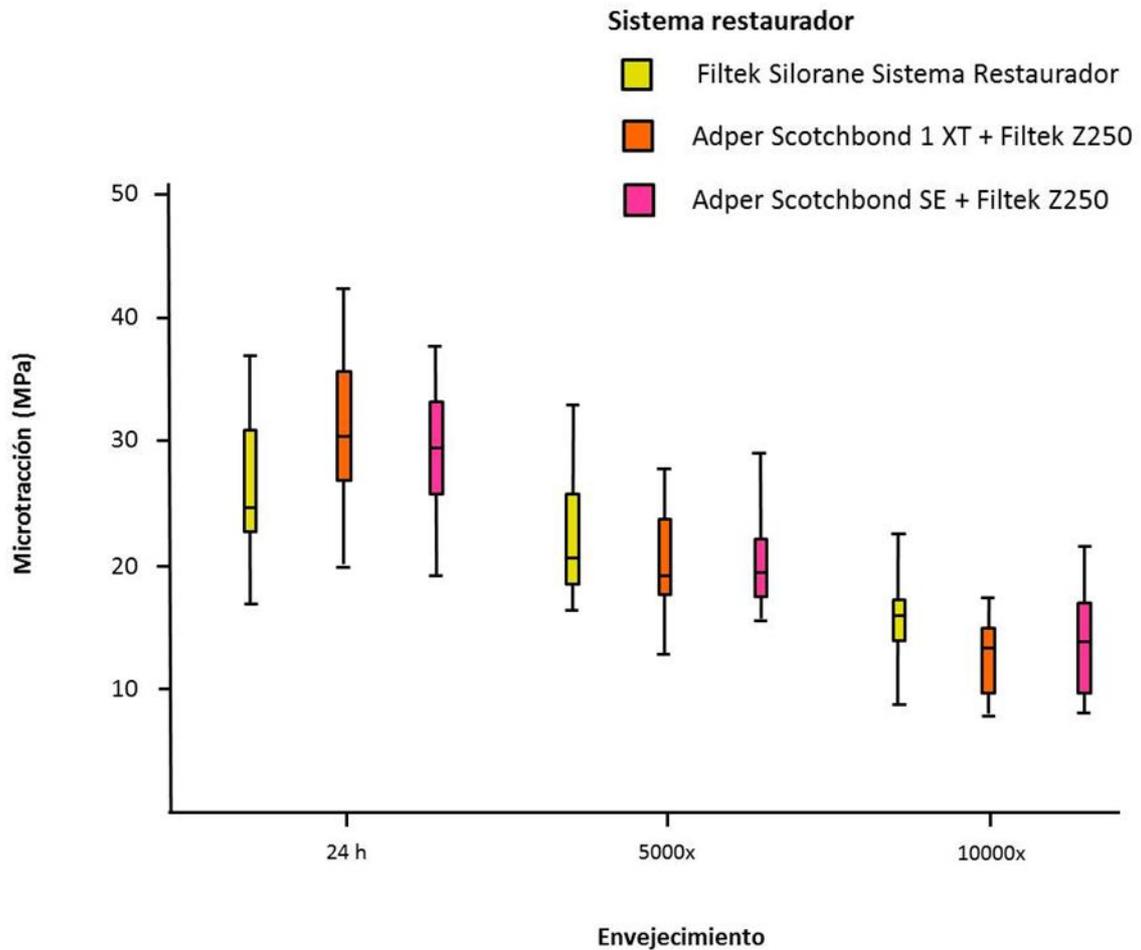


Figura 4.3: Diagrama de cajas que expresa la distribución de los valores de resistencia adhesiva la dentina tras cada uno de los tramientos de envejecimiento artificial obtenidos por cada sistema restaurador.

B. Influencia del tratamiento de envejecimiento aplicado para cada sistema restaurador

El test de ANOVA de una vía detectó diferencias estadísticamente significativas relacionadas con la variable de tratamiento de envejecimiento en los tres grupos experimentales, registrando los siguientes valores:

- Filtek Silorane Sistema Restaurador: $F=38,219$; $p<0.001$.
- Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250: $F=105,697$; $p<0.001$.
- Adper Scotchbond SE + Filtek Z250: $F=95,644$; $p<0.001$.

Por su parte, el test de Student-Newman-Keuls detectó que los tres sistemas restauradores sufrieron una afectación homogénea y estadísticamente similar tras los sucesivos tratamientos de envejecimiento, ya que su capacidad adhesiva se tradujo en valores de resistencia a la microtracción estadísticamente inferiores según se aumentaba el tiempo de termociclado (Figura 4.4). De esta manera, los resultados de los tres sistemas restauradores registrados tras las 24 h de almacenamiento en agua fueron estadísticamente superiores a los registrados tras 5000 termociclos, y estos, a su vez, estadísticamente superiores a los hallados tras los 10000 termociclos. En la Tabla 4.3 se puede apreciar, en las columnas numéricas, cómo los valores obtenidos con cada uno de los sistemas restauradores descienden estadísticamente con cada uno de los sucesivos tratamientos de envejecimiento.

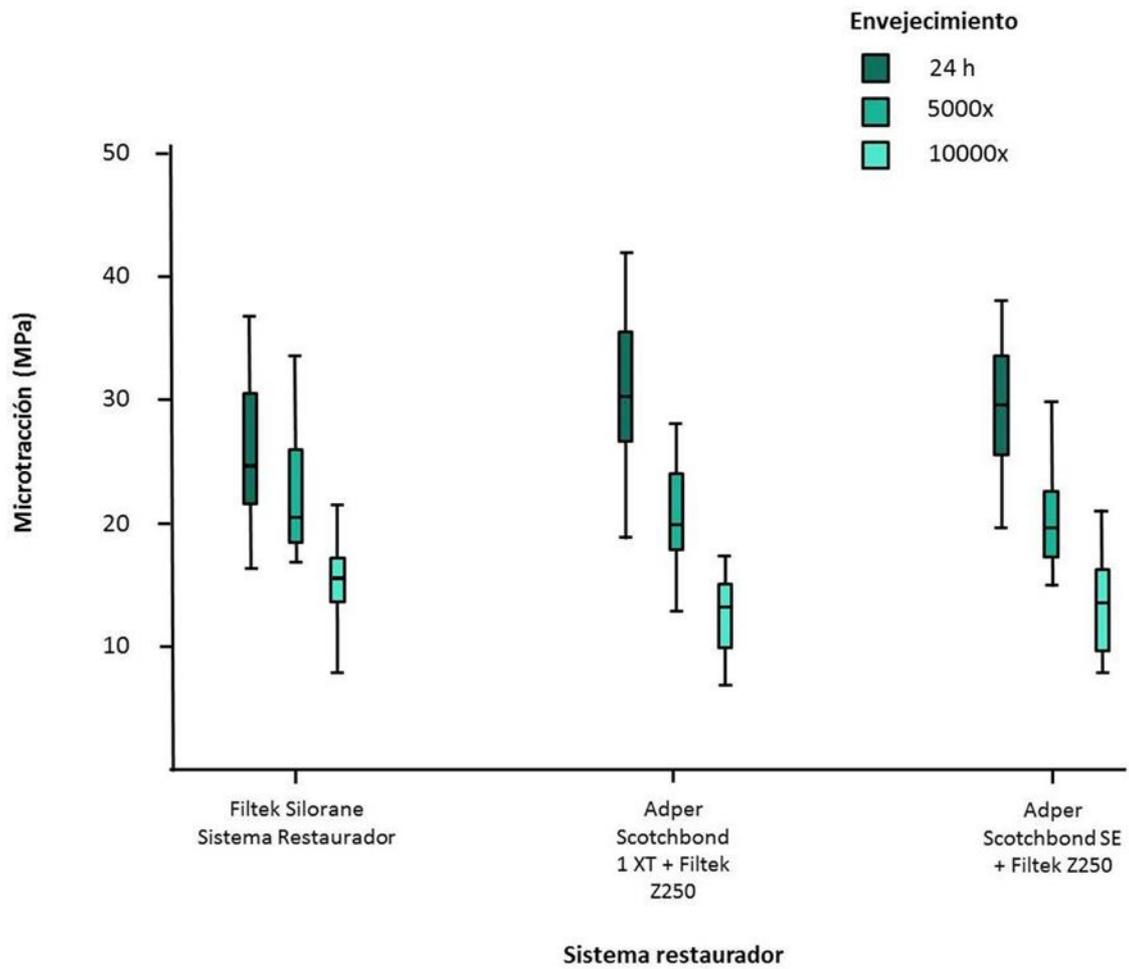


Figura 4.4: Diagrama de cajas que expresa la distribución de los valores de resistencia adhesiva a la dentina obtenidos por cada sistema restaurador tras los distintos tratamientos de envejecimiento aplicados.

4.4 Análisis del tipo de fallo tras la prueba de resistencia a la microtracción a la dentina

Mediante la observación de las superficies fracturadas con la lupa estereomicroscópica se determinó la naturaleza del fallo en cada una de las muestras evaluadas. Los resultados se expresan en la Tabla 4.6.

Tabla 4.6: Número de muestras testadas (n) y tipos de fallo (A/C/M) para cada uno de los grupos experimentales en función del tipo de tratamiento de envejecimiento aplicado.

Tratamiento de envejecimiento ↓	Filtek Silorane Sistema Restaurador		Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250		Adper Scotchbond SE + Filtek Z250	
	n	A/C/M	N	A/C/M	n	A/C/M
24 h	35	27/2/6	36	28/3/5	36	29/2/5
5000x	38	31/2/5	36	30/2/4	37	31/2/4
10000x	33	32/0/1	29	25/0/4	31	29/1/1

Las micrografías siguientes muestran la superficie de la dentina de barritas procedentes de especímenes restaurados con cada uno de los sistemas analizados y sometidos a cada uno de los tratamientos de envejecimiento.

Filtek Silorane Sistema Restaurador

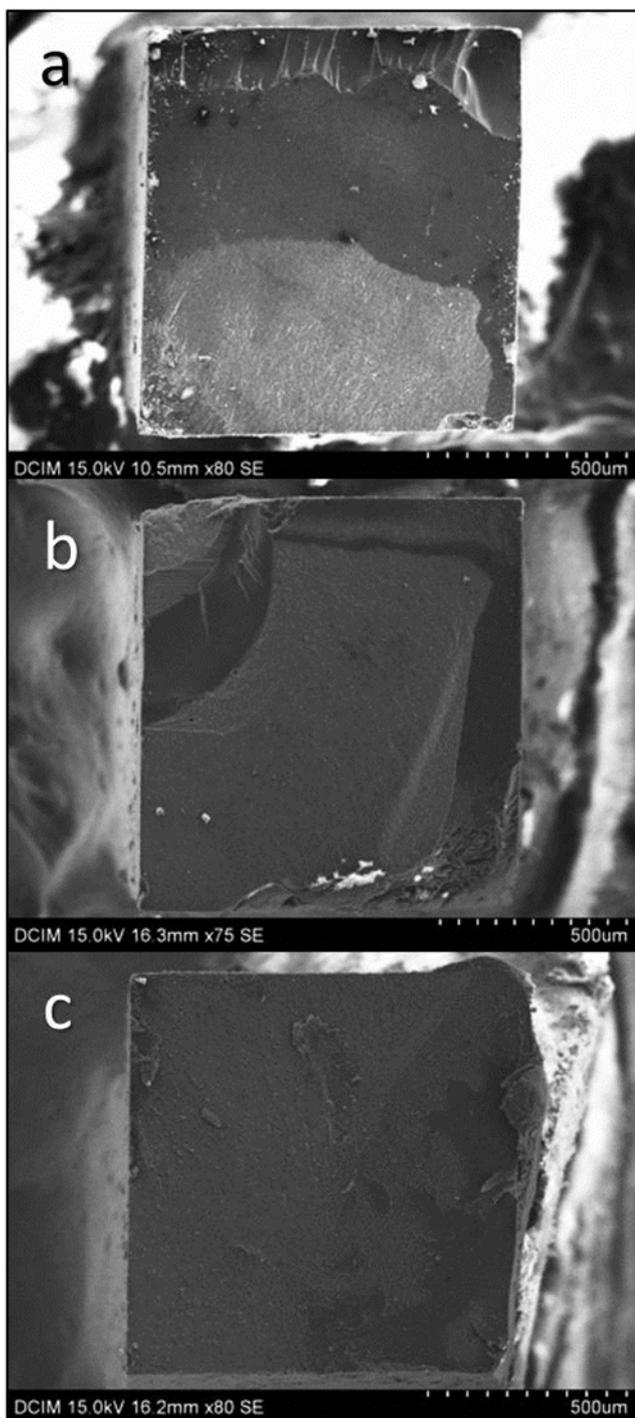


Imagen 4.6: Superficies fracturadas procedentes de especímenes restaurados con Filtek Silorane Sistema Restaurador y testadas a las 24 h (a), y tras sendos termociclados de 5000x (b) y 10000x (c) (magnificación de 80x).

En las imágenes a y b se observan dos fallos adhesivos, acontecidos ambos tanto entre la dentina y el adhesivo como entre el adhesivo y el composite. El sistema adhesivo de Filtek Silorane está compuesto por un primer autograbador y una resina adhesiva, ambos de consistencia muy densa, lo que conduce a la formación de una capa adhesiva gruesa. Por este motivo se aprecian diferentes alturas y texturas en la micrografía.

Por su parte, la imagen c presenta también un fallo adhesivo, pero con un aspecto muy distinto, ya que al haber tenido lugar entre la dentina y el adhesivo, la superficie de ésta es fácilmente visible.

Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250

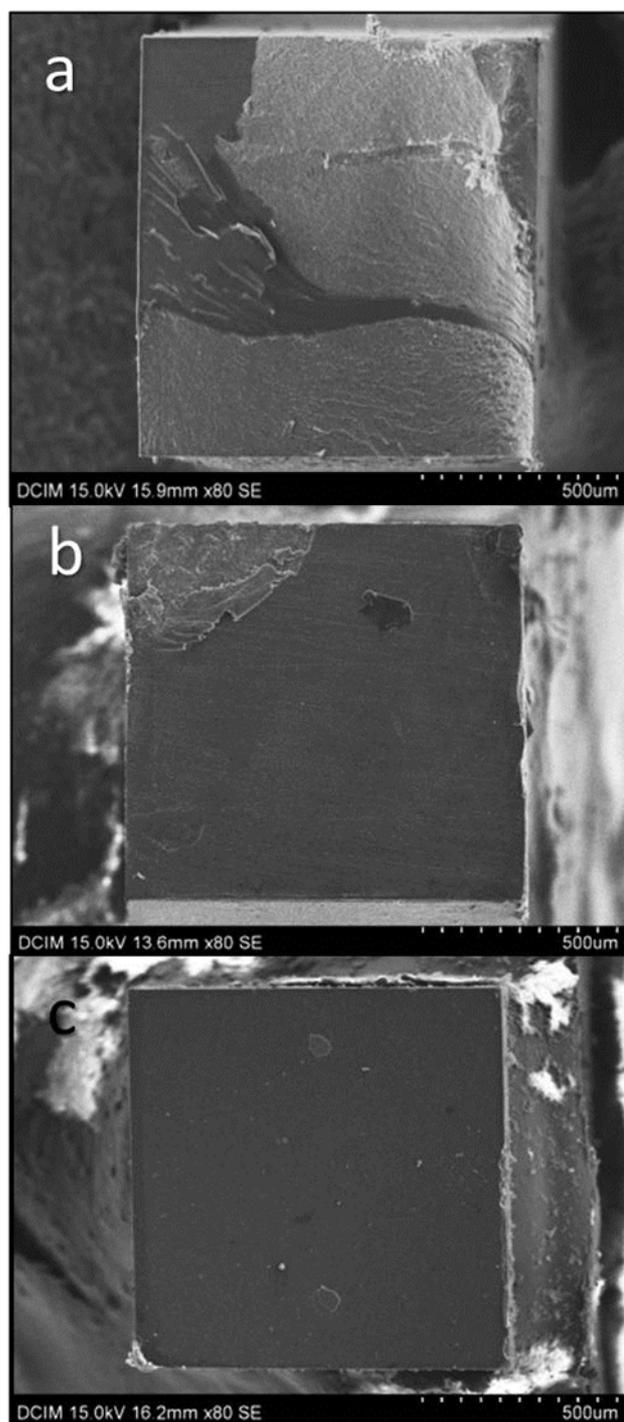


Imagen 4.7: Superficies fracturadas procedentes de especímenes restaurados con Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250 y testadas a las 24 h (a), y tras sendos termociclados de 5000x (b) y 10000x (c) (magnificación de 80x).

En las imágenes a y b se observan dos fallos adhesivos. En la primera la fractura se encuentra mayoritariamente localizada entre el adhesivo y el composite. Por el contrario, en la micrografía central el área prepredominante corresponde con la superficie de la dentina, por lo que el fallo se situó entre ésta y el adhesivo.

Por su parte, la imagen c, obtenida de un espécimen que fue termociclado 10000x, muestra un fallo adhesivo en el que la superficie de la dentina es fácilmente visible en prácticamente

la totalidad del área expuesta.

Adper Scotchbond SE + Filtek Z250

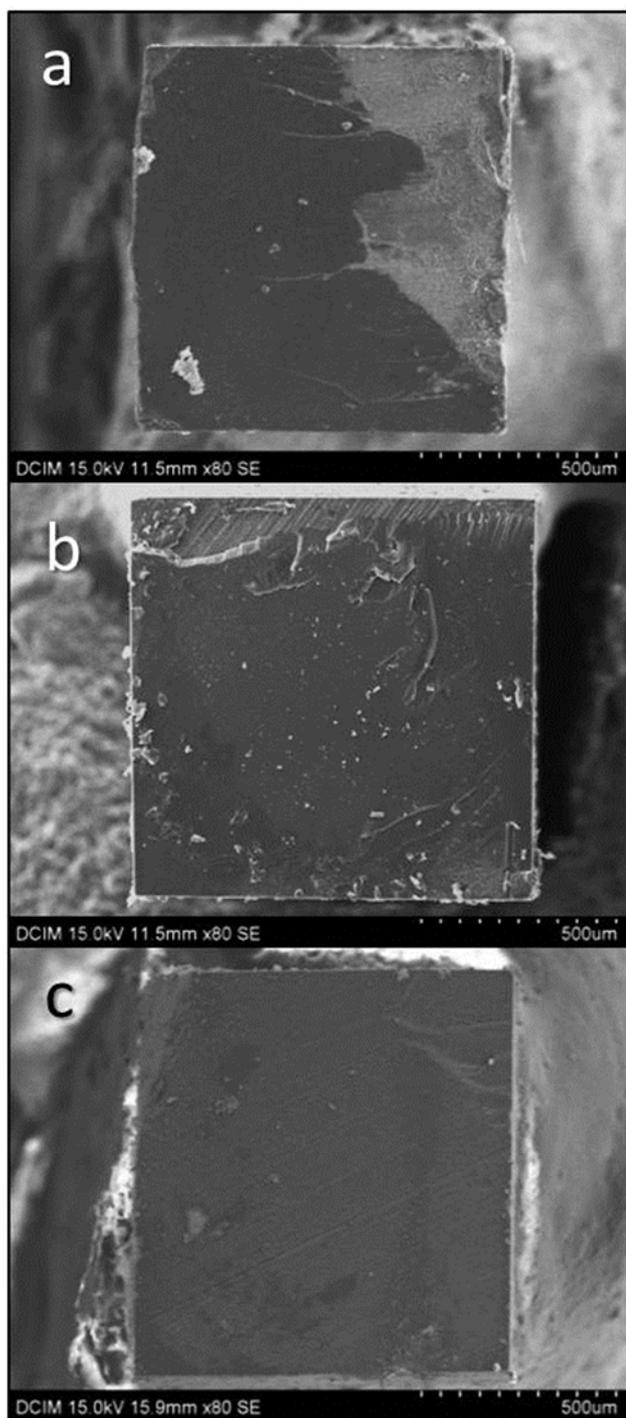


Imagen 4.8: Superficies fracturadas procedentes de especímenes restaurados con Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 y testadas a las 24 h (a), y tras sendos termociclados de 5000x (b) y 10000x (c) (magnificación de 80x).

La micrografía superior refleja un fallo adhesivo en el que la fractura se produjo en la parte superior de la capa híbrida, presentándose la dentina completamente cubierta por el adhesivo.

La imagen b presenta también un fallo adhesivo, ocurrido mayoritariamente entre el adhesivo y el composite. En su parte superior se puede observar la superficie de la dentina subyacente.

La imagen inferior, por su parte, muestra nítidamente la superficie de la dentina, en lo que es un claro fallo adhesivo.

4.5 Comportamiento clínico de los tres sistemas restauradores en obturaciones en dientes posteriores

Un total de 75 restauraciones fueron colocadas en 25 pacientes. La distribución de las restauraciones según el tipo de cavidad fue homogénea entre aquellas de Clase I oclusales (38) y Clase II (37) (Tabla 4.7).

La totalidad de las obturaciones fueron analizadas en la situación inicial así como en las evaluaciones correspondientes a los seis meses y un año (100% de revisiones completadas). No obstante, la tasa de evaluación a los dos años decreció (96%), debido a que una paciente no acudió a la revisión pertinente. Los resultados obtenidos en cada una de las evaluaciones se encuentran en la Tabla 4.8.

Tabla 4.7: Número de restauraciones evaluadas (n) según su localización (tipo de diente posterior) y extensión (Clases de Black) de cada uno de los sistemas restauradores.

Sistema restaurador	n	Tipo de diente		Clase		
		Premolares	Molares	I	II	
					MO/OD	MOD
Filtek Silorane Sistema Restaurador	25	12	13	12	10	3
Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250	25	8	17	14	10	1
Adper Scotchbond SE + Filtek Z250	25	13	12	12	12	1
TOTAL (%)	75	33 (44)	42 (56)	38 (50.6)	32 (42.6)	5 (6.6)

Tabla 4.8: Número de restauraciones evaluadas para cada criterio de cada uno de los sistemas restauradores analizados.

Parámetro	Valor	Inicial			6 meses			1 año			2 años		
		Filtek Silorane SR	Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250	Adper Scotchbond SE + Filtek Z250	Filtek Silorane SR	Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250	Adper Scotchbond SE + Filtek Z250	Filtek Silorane SR	Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250	Adper Scotchbond SE + Filtek Z250	Filtek Silorane SR	Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250	Adper Scotchbond SE + Filtek Z250
Color	Alfa	23	25	23	22	24	23	22	24	22	20	22	21
	Bravo	2	--	2	3	1	1	3	1	1	3	2	1
	Charlie	--	--	--	--	--	1	--	--	2	--	--	2
Retención	Alfa	25	25	25	24	25	25	24	25	25	23	24	24
	Bravo	--	--	--	1	--	--	1	--	--	--	--	--
	Charlie	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Adaptación marginal	Alfa	24	25	25	20	23	24	17	21	18	16	20	16
	Bravo	1	--	--	4	2	1	7	4	7	7	4	8
	Charlie	--	--	--	1	--	--	1	--	--	--	--	--
Forma anatómica	Alfa	25	25	25	24	25	25	24	25	25	23	24	24
	Bravo	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
	Charlie	--	--	--	1	--	--	1	--	--	--	--	--
Rugosidad superficial	Alfa	23	24	25	17	21	22	22	22	21	20	20	20
	Bravo	2	1	--	7	4	3	2	3	4	3	4	4
	Charlie	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Tinción marginal	Delta	--	--	--	1	--	--	1	--	--	--	--	--
	Alfa	25	25	23	24	24	18	23	22	16	19	21	15
	Bravo	--	--	2	--	1	6	1	3	8	3	3	8
Sensibilidad	Charlie	--	--	--	1	--	1	1	--	1	1	--	1
	Delta	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
	Alfa	25	24	24	25	25	25	25	25	25	23	24	24
Caries secundaria	Bravo	--	1	1	--	--	--	--	--	--	--	--	--
	Charlie	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
	Delta	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Caries secundaria	Alfa	25	25	25	25	25	25	25	24	25	23	24	24
	Bravo	--	--	--	--	--	--	--	1	--	--	--	--

A. Comparación entre el comportamiento de los tres sistemas de restauración tras dos años de uso clínico

Todos los sistemas restauradores obtuvieron un 100% de valoraciones Alfa en las categorías de retención, forma anatómica, sensibilidad y caries secundaria después de dos años de presencia en boca.

En los apartados correspondientes al color, rugosidad superficial y adaptación marginal, especialmente en esta última, se detectó una disminución en la cantidad de calificaciones Alfa que, sin embargo, no conllevó diferencias estadísticamente significativas. Ni siquiera la tinción marginal resultó significativamente diferente entre los tres sistemas restauradores, a pesar de que solo un 62.5% de las restauraciones realizadas con Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 fueron valoradas como Alfa después de dos años.

Un diente restaurado con el sistema Filtek Silorane no pudo ser considerada a los dos años porque en la evaluación previa se constató la presencia de caries secundaria y fracturas en el material de restauración, por lo que la restauración necesariamente fue reemplazada y, por consiguiente, excluida del análisis.

B. Comparación entre la situación inicial y la evaluación a los dos años para cada uno de los sistemas restauradores

Filtek Silorane Sistema Restaurador

La adaptación marginal fue significativamente peor a los dos años ($p=0,014$) que en la situación inicial, ya que 7 de las 23 restauraciones fueron clasificadas como Bravo. Este deterioro marginal había sido ya percibido en la evaluación de un año ($p=0,011$).

Sin embargo, la tinción marginal aumentó en los últimos doce meses del estudio, ya que, en comparación con los resultados del primer año, dos restauraciones más obtuvieron una calificación de Bravo, lo que casi representa una diferencia estadística ($p=0,059$).

Además, la rugosidad superficial, a pesar de mostrarse semejante entre la situación inicial y final, mostró peores valores en la evaluación de los seis meses ($p=0,02$), debido a que el 28% de las restauraciones recibieron el valor de Bravo en dicha revisión.

Filtek Silorane fue el único sistema restaurador que recibió una calificación Bravo en los apartados de caries secundaria y retención, una Charlie en los de adaptación marginal y forma anatómica y una Delta en el de rugosidad superficial. Todas estas valoraciones fueron asignadas a única restauración en la evaluación de un año y no condujeron a ninguna significación estadística.

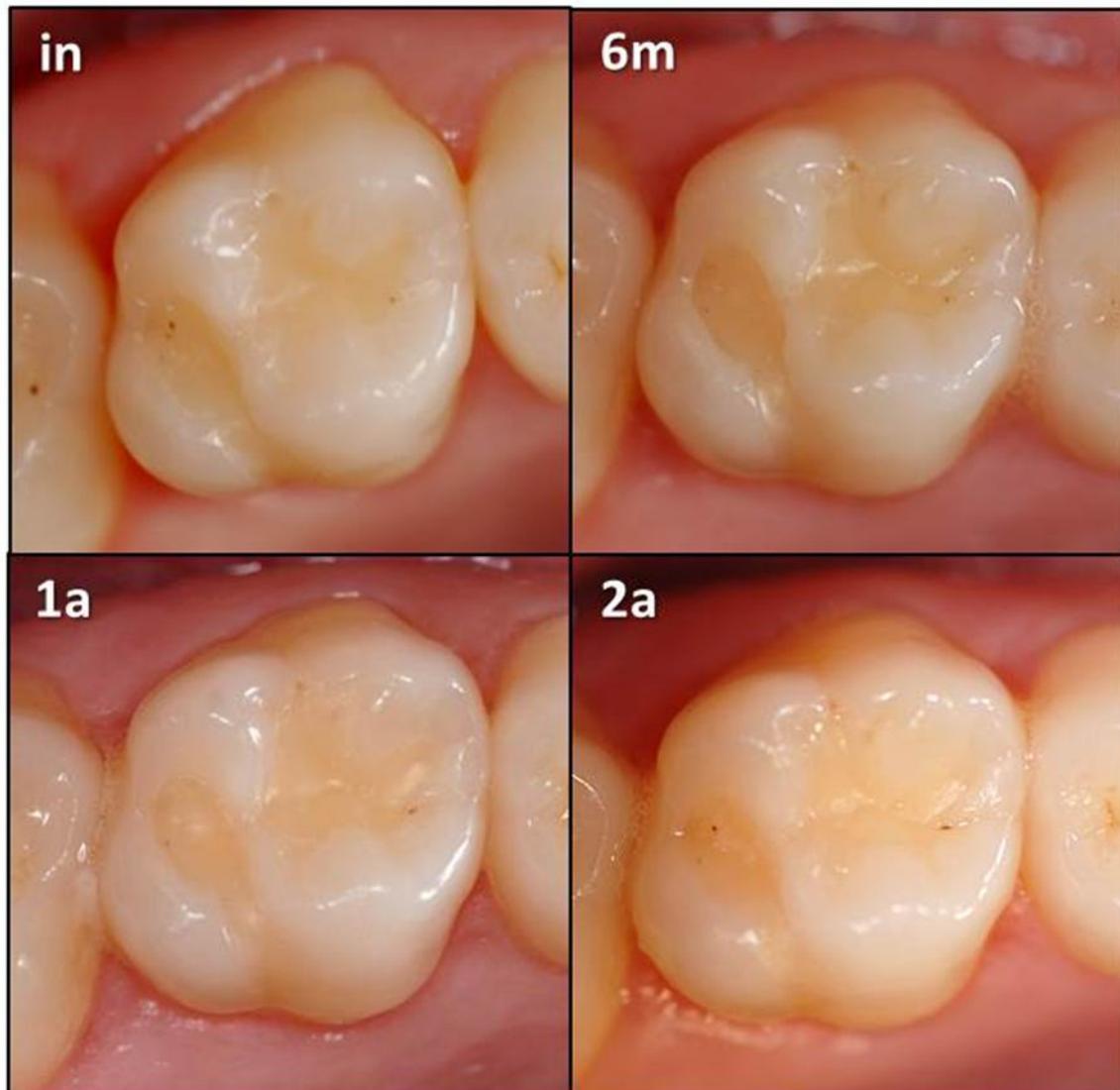


Imagen 4.9: Obturación de Clase I oclusal en un primer molar superior realizada con Filtek Silorane Sistema Restaurador. Esta restauración mantuvo su aspecto original hasta los dos años de uso clínico. In (situación inicial), 6m (seis meses), 1a (un año), 2a (dos años).

En cuanto al parámetro de color, cabe destacar que sólo una restauración sufrió una modificación real del mismo como consecuencia del paso del tiempo y su uso en boca. Las otras dos restauraciones que recibieron Bravo lo hicieron desde la situación inicial, ya que mostraron una inadecuada concordancia con el tejido dentario adyacente debido al aspecto amarillento y excesiva opacidad de la resina compuesta del Filtek Silorane.

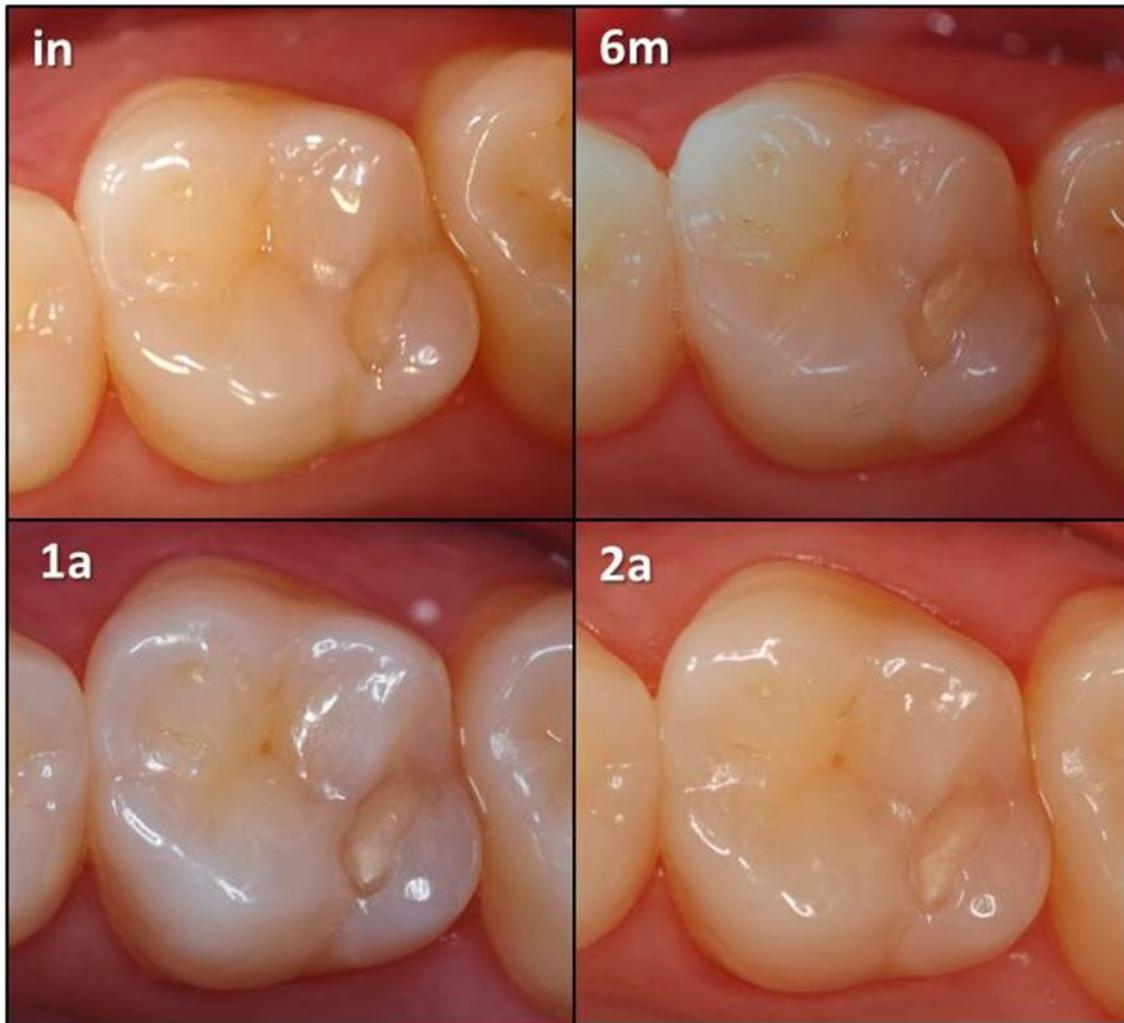


Imagen 4.10: Obturación de Clase I oclusal en un primer molar superior realizada con Filtek Silorane Sistema Restaurador. Esta restauración fue valorada como Bravo en el parámetro de color en todas las evaluaciones debido a las pobres propiedades estéticas de la resina compuesta. In (situación inicial), 6m (seis meses), 1a (un año), 2a (dos años).

Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250

Los parámetros de color, tinción marginal y adaptación marginal obtuvieron peores valores en la evaluación de los dos años respecto a la situación inicial, si bien no derivaron en una diferencia estadísticamente significativa. Sin embargo, sí se detectó un empeoramiento significativo en los valores de la rugosidad superficial tras dos años de uso clínico ($p=0,04$).

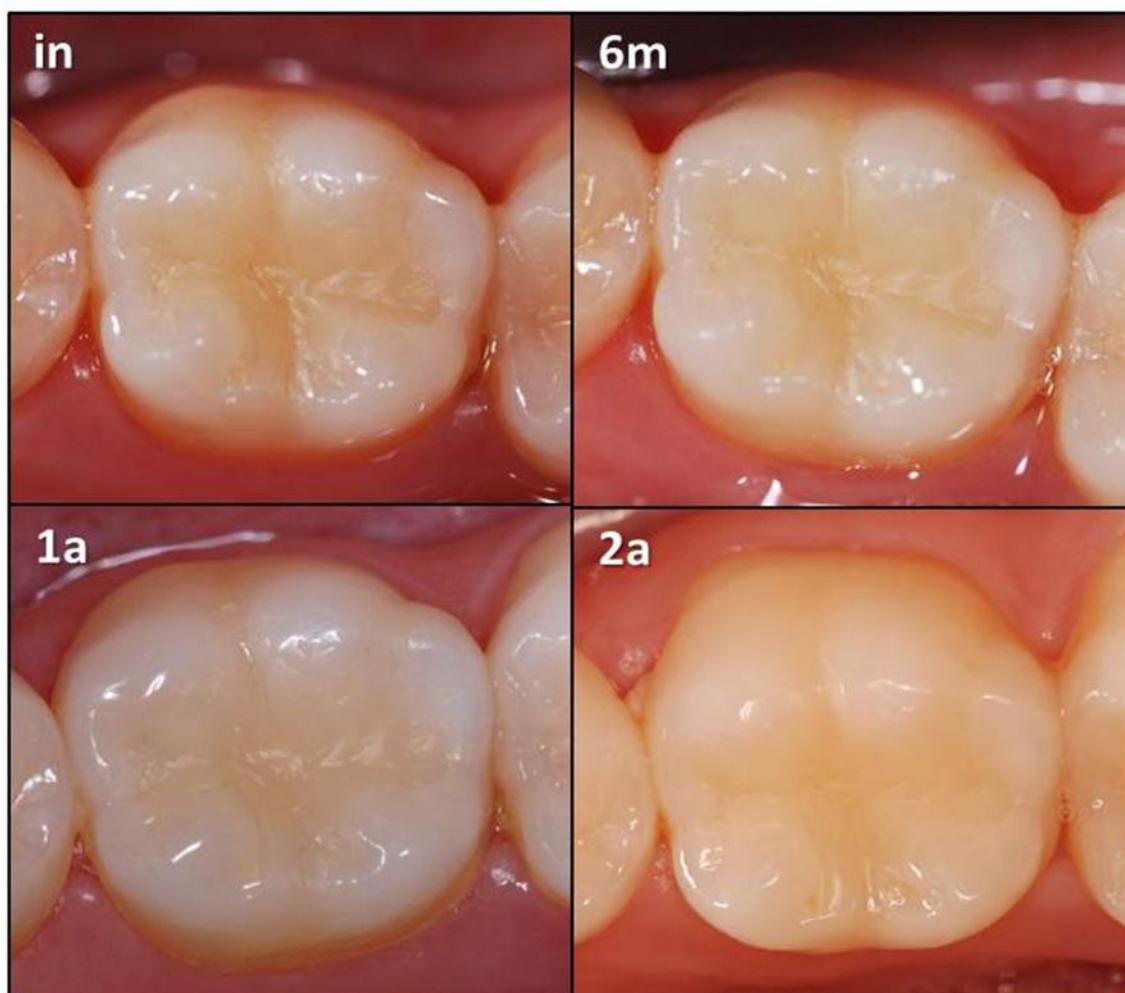


Imagen 4.11: Obturación de Clase I oclusal en un primer molar inferior realizada con Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250. Esta restauración mantuvo intacto su aspecto inicial durante los dos años de presencia en boca. In (situación inicial), 6m (seis meses), 1a (un año), 2a (dos años).

Este sistema restaurador fue el único que no recibió ninguna valoración Charlie en ninguna de las categorías evaluadas, en ninguna de las evaluaciones.

Un paciente refirió ligeras molestias relacionadas con el consumo de líquidos fríos en torno a un diente restaurado con este sistema, pero tan sólo durante la semana inmediata tras su colocación.

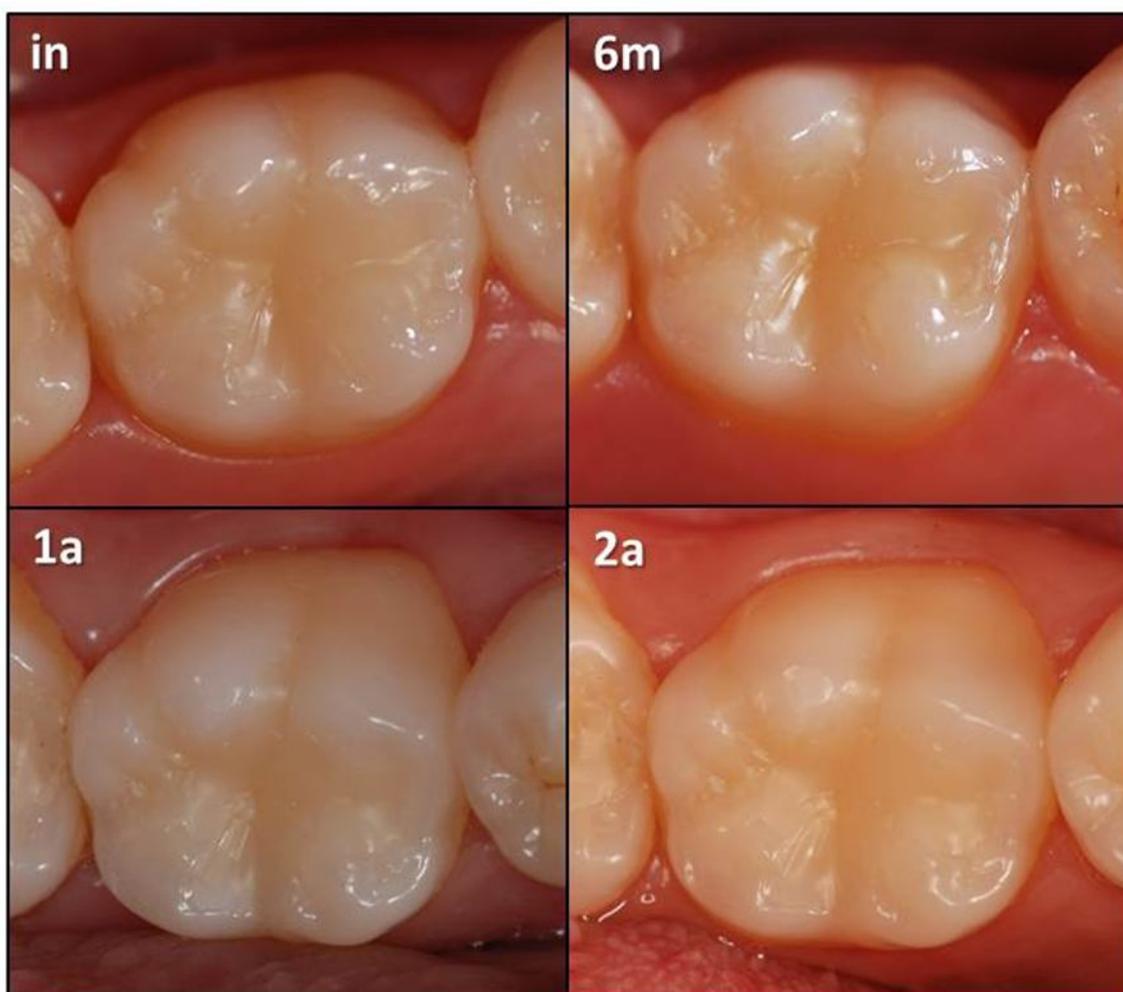


Imagen 4.12: Obturación de Clase I oclusal en un primer molar inferior realizada con Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250. Esta restauración no presentó ninguna modificación en su aspecto después de dos años de uso clínico. In (situación inicial), 6m (seis meses), 1a (un año), 2a (dos años).

Adper Scotchbond SE + Filtek Z250

Los valores correspondientes al parámetro de adaptación marginal fueron significativamente peores a los dos años ($p=0.005$) que en la situación inicial, ya que 8 restauraciones fueron calificadas como Bravo. Este empeoramiento ya se había detectado en la evaluación de un año ($p=0,008$).

También hubo una diferencia estadísticamente significativa entre los valores de tinción marginal registrados en el inicio y a los dos años ($p=0,005$), momento en el que 8 restauraciones obtuvieron la calificación de Bravo y una, la de Charlie. A diferencia de los defectos de adaptación, estos signos de tinción aparecieron más tempranamente, ya que fueron constatados en la revisión de los seis meses ($p=0,014$) y también en la evaluación de un año ($p=0,009$).

Además, los resultados referentes a la estabilidad del color también se vieron disminuidos y casi desembocan en una diferencia estadísticamente significativa ($p=0,05$). Este sistema restaurador fue el único que recibió una calificación de Charlie en el apartado de color.

Por último, un paciente experimentó un aumento de la sensibilidad en un diente restaurado con este sistema, exclusivamente de forma postoperatoria y durante unos pocos días.

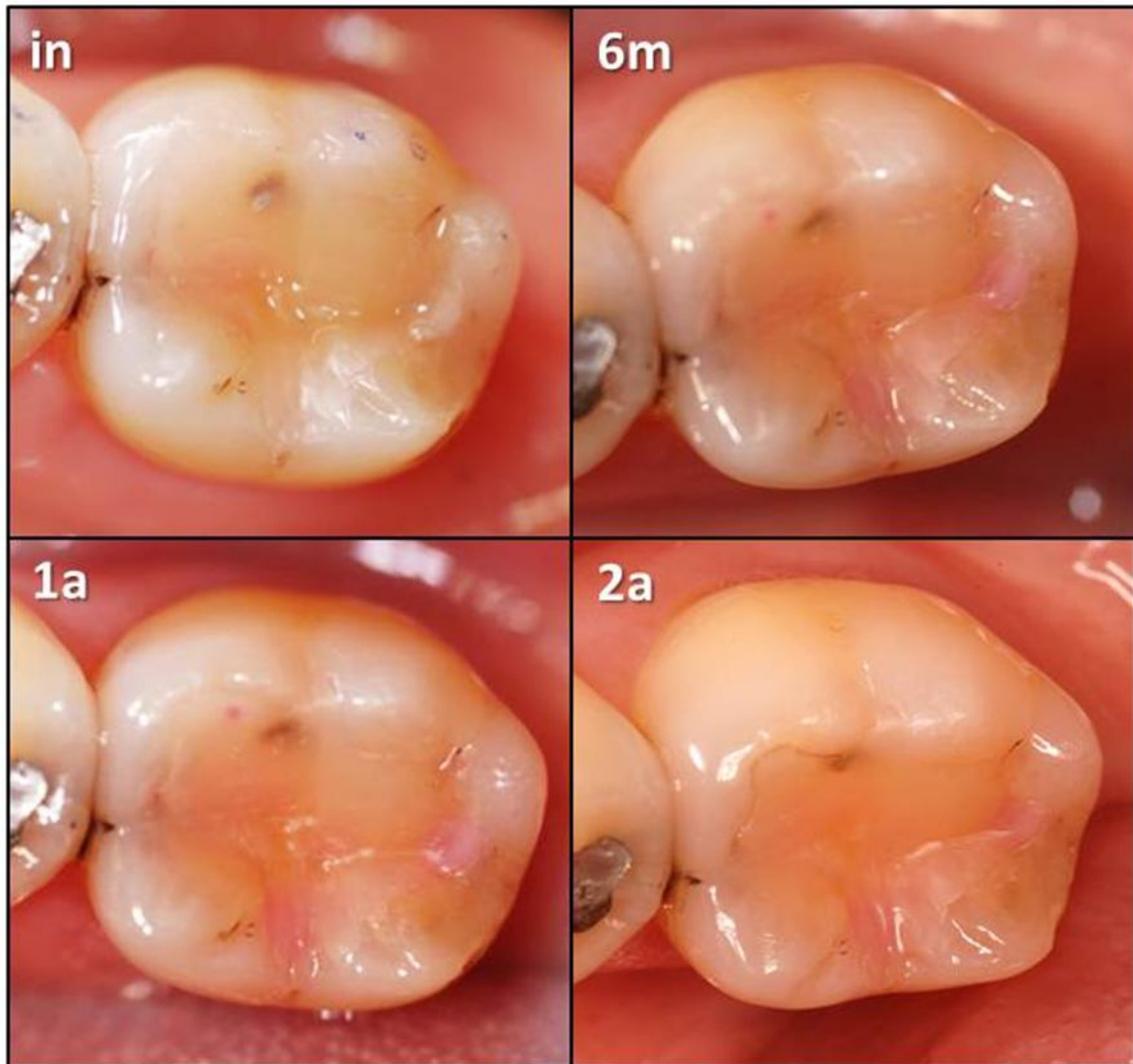


Imagen 4.13: Obturación de Clase I oclusal en un primer molar inferior realizada con Adper Scotchbond SE + Filtek Z250. Esta restauración presentó desde la evaluación de los seis meses un grado de tinción Charlie (>50%). In (situación inicial), 6m (seis meses), 1a (un año), 2a (dos años).

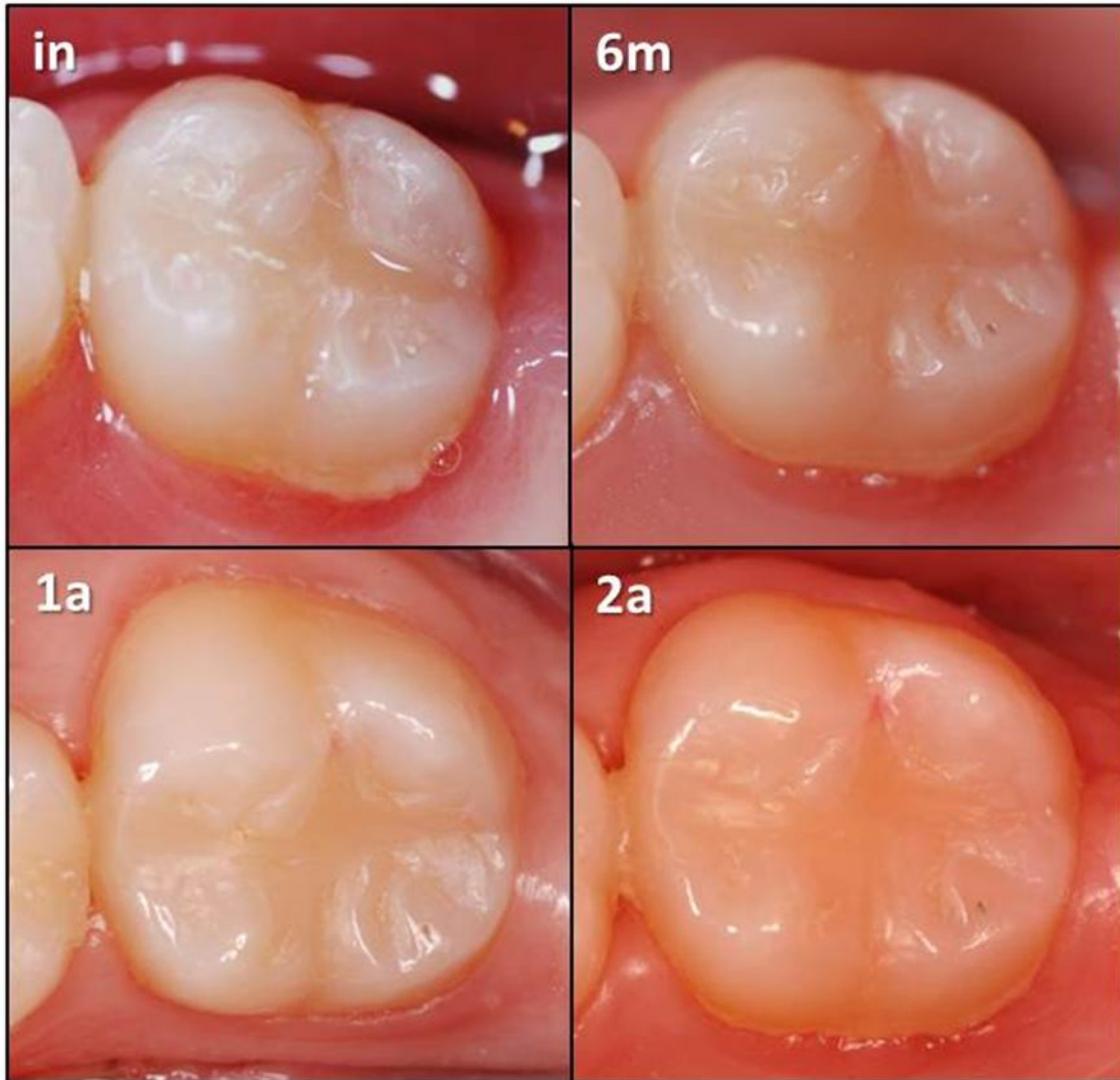


Imagen 4.14: Obturación de Clase I oclusal en un segundo molar inferior realizada con Adper Scotchbond SE + Filtek Z250. Esta restauración mostró una muy ligera tinción marginal (<50%, surco vestibular) desde la situación inicial, la cual se hizo patente en las siguientes revisiones. In (situación inicial), 6m (seis meses), 1a (un año), 2a (dos años).

5 DISCUSIÓN

5.1 Metodología

A. Evaluación *in vitro*

Tanto el esmalte como la dentina son superficies válidas para realizar el test de microtracción (Cardoso *et al.*, 2002).

En la realización del presente estudio se emplearon dientes bovinos y humanos para las pruebas de microtracción al esmalte y a la dentina, respectivamente. Esta decisión se basó exclusivamente en la facilidad de la preparación de las muestras y el número de especímenes viables que se pueden obtener a partir de cada tipo de diente.

La exposición de una superficie plana de dentina media en molares humanos es fácil de realizar en el laboratorio y permite trabajar con un área suficiente a partir de la cual se obtiene un número aceptable de especímenes. Los dientes humanos, a pesar de la dificultad implícita de su obtención, son un sustrato ideal para simular una situación clínica real (Al-Salehi y Burke, 1997).

Sin embargo, conseguir en dientes humanos una superficie plana, de un área similar y exclusivamente limitada al espesor del esmalte, es complicado. La necesidad de trabajar con áreas de mayor tamaño fue el motivo por el cual elegimos los incisivos bovinos. Son múltiples las investigaciones en las que se utilizan dientes de este origen (Erickson, De Gee y Feilzer, 2008; Perdigão, Monteiro y Gomes, 2009; Cabrera y Macorra, 2011), ya que se ha constatado que no existen diferencias histológicas relevantes entre el esmalte bovino y humano que puedan producir divergencias en los valores de resistencia adhesiva, tanto de dientes temporales (Krifka *et al.*, 2008) como definitivos (Reis *et al.*, 2004), como fue nuestro caso.

A pesar de la posibilidad de generar un mayor número de especímenes a partir de los incisivos bovinos que de los molares humanos, decidimos trabajar con el mismo número de dientes en cada una de las diferentes situaciones analizadas, con el fin de minimizar la posible variabilidad interdentaria.

En lo que respecta al método de cuantificación de la resistencia adhesiva a ambos sustratos dentales, la prueba elegida fue la de microtracción. Tal y como ya se expuso, este tipo de análisis a nivel micro ofrece la posibilidad de evaluar la adhesión según distintas áreas (de tamaño muy reducido en ocasiones, como el caso de dentina afectada por caries) y de comparar los valores inter- e intra-diente, así como de facilitar el análisis del tipo de fallo a partir de la observación de las superficies fracturadas mediante microscopía electrónica de barrido (Sano *et al.*, 1994; Pashley *et al.*, 1999; Pereira *et al.*, 1999; Stamatacos-Mercer y Hottel, 2005; Gamborgi *et al.*, 2007). Recientemente se ha indicado también que es mucho más efectiva para valorar la resistencia adhesiva al esmalte que la técnica de microcizalla (El Zohairy *et al.*, 2010).

Concretamente, se eligió la preparación de las muestras en forma de barrita. Esta opción cuenta con numerosas ventajas respecto a la otra forma de preparación de las muestras para microtracción, la forma de reloj de arena, ya que con las barritas

la técnica es mucho más sencilla, rápida y, lo que es más interesante, menos sensible (Ghassemieh, 2008; Armstrong *et al.*, 2010).

La preparación en forma de reloj es un procedimiento invasivo y complicado en el que es extremadamente difícil estandarizar el tamaño y forma de las muestras, lo que tiene una repercusión directa sobre la distribución de fuerzas y, por consiguiente, sobre los resultados (Goracci *et al.*, 2004; Armstrong *et al.*, 2010). Presenta, a su vez, una muy alta sensibilidad, ya que una multitud de alteraciones pueden influir sobre los parámetros del estudio, desde la destreza del operador hasta la geometría variable de la muestra (Meira *et al.*, 2004; Ghassemieh, 2008). Por estas cuestiones y ante la falta de un consenso pautado sobre este procedimiento, algunos autores se inclinan por no emplearlo, influidos, sobre todo, por el alto número de fallos pre-test registrados (Pashley *et al.*, 1999; Bouillaguet *et al.*, 2001).

Goracci *et al.*, (2004) afirmaron que esta técnica puede ser especialmente traumática cuando se realiza en especímenes de esmalte, debido a la fragilidad de este sustrato. Anteriormente, Carvalho *et al.*, (2000) habían hallado un gran número de microfisuras en el esmalte de muestras preparadas de este modo, que achacaron a la preparación, por la acción de las fresas y su generación de calor, y a las que responsabilizaron del debilitamiento mostrado por el esmalte que analizaron. Dado que en nuestra investigación trabajamos tanto con muestras de dentina como de esmalte, seleccionamos la técnica de microtracción con barritas, por su mayor versatilidad y aceptación para ambos sustratos. Además, recientemente se ha destacado que esta prueba es con la que mejor se detectan las diferencias en los valores de resistencia adhesiva proporcionados por adhesivos de distinta naturaleza y número de pasos, en comparación con las técnicas de macrotracción, macro y microcizalla (Braga *et al.*, 2010).

En nuestro estudio se tuvieron en cuenta los fallos pre-test, ya que pueden dar una valiosa información. La pérdida de la mayoría de los especímenes que no pudieron ser sometidos a la prueba de microtracción se produjo durante el proceso

de corte, siendo más infrecuentes aquellos que se perdieron durante su manipulación.

Sin embargo, los fallos pre-test no fueron incluidos en el análisis estadístico, ya que la asignación de un valor arbitrario (habitualmente 0 MPa) puede inducir a error. En la literatura encontramos tanto trabajos que así lo hacen (Shono *et al.*, 1999b) como otros en los que se reivindica que los valores de resistencia serán bajos, pero nunca iguales a cero, porque los especímenes se rompen en diferentes etapas de su preparación (Ilie, Kunzelmann y Hickel, 2006).

No obstante, hay autores que defienden que no incluir en el estudio estadístico los especímenes que sufren un fallo pre-test y, por consiguiente, tener en consideración exclusivamente los que registran mayores valores de adhesión, puede conducir a la obtención de resultados engañosos (Phrukkanon, Burrow y Tyas, 1998).

En relación al método de envejecimiento, en el presente estudio algunos dientes fueron sometidos a sendos termociclados de 5000 ó 10000 ciclos, lo que equivaldría, como ya se explicó anteriormente, a seis meses y un año de presencia en boca (Gale y Darvell, 1999). Por lo tanto, los resultados de la parte *in vitro* del presente estudio podrían ser equiparables a los obtenidos a partir de las evaluaciones a los seis meses y un año correspondientes al apartado de investigación clínica.

B. Evaluación clínica

Respecto a la parte clínica de nuestro estudio, en todo momento tratamos de controlar el mayor número posible de sesgos previamente explicados (Bayne, 2012), así como de atenernos a las normas que rigen la realización de estudios clínicos (Hickel *et al.*, 2007).

Antes del inicio de la investigación clínica se obtuvo el visto bueno del Comité de Ética de la Universidad Rey Juan Carlos, que aprobó el protocolo de trabajo presentado previamente. Es imprescindible contar con este aval de forma previa, ya que supone tanto la confirmación de que el proyecto cuenta con un interés científico evidente como la garantía de que la actividad investigadora se desarrollará bajo las condiciones de seguridad y legalidad pertinentes, protegiendo los derechos de los pacientes y de los investigadores (Hickel *et al.*, 2007).

En cuanto a las características de la muestra es interesante destacar que, gracias a la amplia cartera de pacientes de la Clínica Universitaria, se pudo trabajar con un grupo de personas variadas en sexo y edad, que puede ser representativo de una población adulta residente en la Comunidad de Madrid.

Nos atuvimos fielmente a los criterios excluyentes, por lo que todos nuestros pacientes presentaban una buena higiene bucodental y ninguno padecía una patología que pudiera conllevar una merma de sus capacidades manuales. Además, en cada una de las revisiones programadas reincidimos en el mantenimiento de la higiene oral mediante nuevas instrucciones y/o, en algunos casos, la realización de profilaxis bucales. Estas acciones conducían a que esos pacientes pudieran seguir siendo considerados válidos, ya que tal y como recomiendan Hickel *et al.*, (2007), los pacientes deberían cumplir con los criterios incluyentes en todas y cada una de las revisiones programadas, esto es, durante toda la duración de la investigación.

Hickel *et al.*, (2007) aconsejan también que cada paciente pueda ser considerado como una unidad estadística independiente y que el número de obturaciones del mismo material colocadas en un único paciente sea limitado a uno. Ambas directrices fueron plenamente cumplidas en nuestro trabajo.

En lo que respecta a los procedimientos operatorios también se intentó estandarizar al máximo todos los tratamientos efectuados. Siempre se estableció un aislamiento absoluto del campo operatorio con diques de látex o silicona, se empleó

sin excepción el mismo tipo de fresas, de instrumentos plásticos y el mismo sistema de pulido. Además, siempre utilizamos la misma unidad de fotopolimerización, la cual no dispone de programa selectivo de intensidad de luz, por lo que se eliminó la posibilidad de introducir diferencias en el grado de fotopolimerización a raíz de una distracción del operador. También se empleó siempre el mismo terminal de luz. El tiempo de polimerización fue doblado en aquellas situaciones clínicas en las cuales el ingreso de la luz estaba comprometido (superposición de tejido dentario). Asimismo, se realizó de forma sistemática un refuerzo del tiempo de fotopolimerización (otros 20 segundos más) desde vestibular y palatino/lingual de las restauraciones de Clase II, una vez finalizadas. La calidad del punto de contacto se examinó con seda dental al finalizar la obturación y se volvió a chequear en la evaluación inicial (después de una semana).

En cuanto a la posible disparidad por la localización intraoral, entendemos que ésta era mínima al restringirse nuestras obturaciones al sector posterior. Por otro lado, la realización de radiografías de aleta de mordida como método para valorar las obturaciones realizadas no se llevó a cabo, puesto que éstas sólo deben ser tomadas por motivos clínicos y no como elemento accesorio del estudio (Hickel *et al.*, 2007).

A pesar de que el operador que realizó las restauraciones fue siempre el mismo, todos los tratamientos se realizaron en presencia y con la asistencia de otra odontóloga, con la cual se tomaron decisiones de forma conjunta en la inmensa mayoría de los casos.

El operador no debería ser evaluador de las obturaciones que previamente colocó (Hickel *et al.*, 2007), algo que se respetó en nuestro estudio, ya que se contó para la evaluación con dos evaluadoras ajenas a la fase de colocación de las obturaciones, desconocedoras, por tanto, del material empleado en cada una de las restauraciones. Estas odontólogas eran profesoras universitarias (concretamente del área de Patología y Terapéutica Dental) en el momento del estudio clínico. Ambas contaban con una experiencia clínica de diez años, habiendo trabajado juntas en la

Universidad los últimos cuatro. Se encontraban, por lo tanto, adecuadamente calibradas, requisito fundamental para poder desempeñar una equilibrada y eficaz evaluación de las restauraciones dentales. Siempre evaluaron las obturaciones de forma sucesiva, pero en el mismo momento, alcanzando un consenso inmediato cuando ocasionalmente existió divergencia de opinión, tal y como recomiendan Hickel *et al.*, (2007).

Las evaluaciones de las restauraciones se programaron a los seis meses, uno y dos años después de su colocación, además de la situación inicial que, en realidad, se hizo a la semana del tratamiento. Tanto el hecho de diferir la evaluación inicial como el número de citas y la distancia en el tiempo de éstas son actuaciones totalmente recomendables para la correcta realización de un estudio clínico longitudinal. Aunque no incluimos una revisión a los dieciocho meses como recomienda la ADA (American Dental Association) para el seguimiento de las obturaciones de Clase V, la distribución de las citas llevada a cabo en nuestro trabajo se considera la más fiable para poder determinar la tasa anual de éxito/fracaso de las obturaciones (Hickel *et al.*, 2007).

En todas las citas de evaluación se realizaron fotografías de los dientes restaurados, algo altamente recomendable para optimizar tanto la evaluación de las obturaciones, ya que mejora la observación de las mismas (aporta mejor iluminación y la posibilidad de magnificar la imagen) y la comunicación entre las evaluadoras, como el seguimiento de las mismas (Hickel *et al.*, 2007).

5.2 Resultados

A. Resistencia adhesiva al esmalte

Los registros obtenidos en el presente estudio determinaron que la resistencia adhesiva al esmalte es dependiente del sistema restaurador empleado y del tratamiento de envejecimiento aplicado, así como de la interacción de ambas variables.

Desde una comparación intrasistema, queda de manifiesto que el envejecimiento térmico redujo los valores de microtracción alcanzados por los cinco grupos experimentales. Sin embargo, la comparación intersistema revela las importantes diferencias en el comportamiento que cada uno de los materiales mostró.

De acuerdo a la literatura, los sistemas adhesivos de grabado ácido total son los que mejores resultados alcanzan, siendo considerados el patrón oro (Van Meerbeek *et al.*, 2003; De Munck *et al.*, 2005b).

Detrás de este prestigioso estatus se encuentra la acción que el ácido ortofosfórico, aplicado en las concentraciones de los geles comerciales, lleva a cabo en el esmalte. Su patrón de grabado permite la infiltración de la resina adhesiva entre los cristales y dentro de los prismas, así como una penetración más profunda por entre los espacios interprismáticos, lo que genera una morfología superficial capaz de entablar una unión micromecánica que reporta las más altas cotas de adhesión al esmalte (De Munck *et al.*, 2005b; Loguercio *et al.*, 2008; Erickson, Barkmeier y Latta, 2009). Además, el grabado del ácido ortofosfórico genera unas porosidades de varias micras de profundidad y de morfología compleja, lo que promueve que la interfase adhesiva tenga una mayor resistencia a la propagación de microfracturas (Van Landuyt *et al.*, 2006; Erickson, Barkmeier y Latta, 2009).

Esta serie de ventajas relacionadas con el grabado ácido tuvieron reflejo también en nuestro estudio, puesto que Adper Scotchbond 1 XT, el único adhesivo de grabado ácido total analizado, alcanzó los valores de resistencia adhesiva más altos después de todos los tratamientos de envejecimiento. Además, sólo reflejó una disminución significativa en sus valores de microtracción tras la aplicación del termociclado más agresivo, el de los 10000 ciclos (Tabla 4.1).

Las dos consecuencias esperables derivadas del uso de adhesivos de grabado ácido en el esmalte, es decir, una franca unión micromecánica y altos valores de resistencia adhesiva, se manifestaron además en nuestro estudio mediante el análisis del tipo de fallo, que reflejó un elevado porcentaje de los fallos no adhesivos. De hecho, después de 24 h y 5000 termociclos, hubo un claro predominio de la suma de fallos cohesivos (todos localizados en el espesor del esmalte) y mixtos, que alcanzaba el 66 y 67% respectivamente. Después del termociclado de 10000x disminuyó al 40%, una cifra, no obstante, considerablemente alta en cualquier caso.

Estos datos numéricos se vuelven apreciables visualmente gracias a las micrografías de SEM correspondientes a Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250, en las cuales se evidencian los signos de la fractura del esmalte en fallos catalogados como mixtos (Imágenes 4.3.a y 4.3.b).

La supremacía en la unión al esmalte que mostró el adhesivo de grabado ácido total sobre los sistemas autograbadores evaluados encuentra apoyo en numerosos estudios científicos, en los que se constata, mediante diversas técnicas, que estos últimos materiales ofrecen una menor capacidad de adhesión al esmalte (De Munck *et al.*, 2003; Inoue *et al.*, 2003; Goracci *et al.*, 2004; De Munck *et al.*, 2005b; Yacizi *et al.*, 2007; Loguercio *et al.*, 2008).

Y es que la reducida capacidad desmineralizadora de la mayoría de los adhesivos autograbadores queda especialmente al descubierto cuando han de adherirse al esmalte, el sustrato dental con mayor contenido inorgánico. Sus

monómeros acídicos se limitan a actuar sobre el esmalte más superficial, consiguiendo sólo un grabado leve, uniforme y plano (Van Landuyt *et al.*, 2006; Erickson, Barkmeier y Kimmes, 2009).

Por esta razón, desde hace cierto tiempo, algunos autores están promulgando la conveniencia de realizar un grabado selectivo con ácido ortofosfórico, es decir, limitado al esmalte, de manera previa a la aplicación del adhesivo autograbador (Lührs *et al.*, 2008; Erickson, Barkmeier y Latta, 2009; Ermis *et al.*, 2010; Peumans *et al.*, 2010). Es más, algunos fabricantes también recomiendan este procedimiento en las instrucciones de uso de diversos adhesivos autograbadores suaves.

Esta maniobra ha demostrado mejorar significativamente los resultados de los adhesivos autograbadores, tanto en estudios *in vitro* (Miguez *et al.*, 2003; Van Landuyt *et al.*, 2006; Lührs *et al.*, 2008) como clínicos (Peumans *et al.*, 2010, Ermis *et al.*, 2010), si bien es cierto que sólo en algunos se incluyó un adhesivo de grabado ácido total que actuara como material control, tal y como se hizo en nuestro estudio.

En uno de esos trabajos (Erickson, Barkmeier y Kimmes, 2009) se analizó el efecto que el grabado ácido previo tenía en los valores de resistencia a la cizalla de varios adhesivos autograbadores, entre ellos Clearfil SE (Kuraray) y Adper Prompt L-Pop (3M ESPE). Tal y como se expone a continuación, estos dos adhesivos pueden ser relativamente comparables a los dos sistemas autograbadores de nuestro estudio: Filtek Silorane Sistema Adhesivo y Adper Scotchbond SE.

Por un lado, Clearfil SE y Filtek Silorane Sistema Adhesivo tienen en común que son sistemas autograbadores de dos pasos considerados suaves, dado su pH, de 2 y 2.7 respectivamente. Ambos basan su capacidad adhesiva en la interacción química que establecen con los tejidos duros dentales (mediante el monómero MDP en el caso de Clearfil SE y por medio del co-polímero del ácido polialquenoico en el de Filtek Silorane Sistema Adhesivo). Hasta ahora, no han sido comparados entre sí en lo que a capacidad adhesiva al esmalte se refiere, pero sí sobre la dentina, donde

el Clearfil SE es considerado el patrón oro, revelándose un resultado similar entre ambos (Mine *et al.*, 2009).

Por el otro lado, Adper Scotchbond SE, como se explicará más detenidamente en el apartado sobre los resultados derivados de la prueba sobre la dentina, es un adhesivo de dos pasos que presenta, sin embargo, un funcionamiento muy similar a los de un paso, ya que sus monómeros acídicos no se encuentran en su *primer*, sino en el adhesivo propiamente dicho, y son sólo activados cuando ambos líquidos se mezclan en la cavidad. Esto permite que pueda ser asimilable a Adper Prompt L-Pop, autograbador de un paso que, a diferencia de los adhesivos de este grupo, mantiene sus distintos componentes convenientemente separados gracias a su forma de presentación característica (de mini-piruleta), siendo mezclados y activados justo antes de su aplicación. Ambos sistemas adhesivos basan su funcionamiento en su elevada acidez (tienen un pH de 1 y 0.9, respectivamente), que les confiere la capacidad de grabar el esmalte de la forma más similar posible a la que lo hace el ácido ortofosfórico (Perdigão, Lopes y Gomes, 2008).

En el trabajo mencionado (Erickson, Barkmeier y Kimmes, 2009) los autores detectaron que el grabado ácido previo mejoraba el resultado de Clearfil SE y Adper Prompt L-Pop en un 41 y 27% respectivamente. A pesar del mayor incremento en el caso del adhesivo autograbador suave, los valores de adhesión de ambos resultaron estadísticamente similares a los del adhesivo de grabado ácido (material control) después de 24 h de almacenamiento en agua (único tratamiento de envejecimiento aplicado). Este hecho, sin embargo, no tuvo lugar en nuestro estudio, ya que, a pesar de que los resultados mostrados por los sistemas autograbadores con grabado ácido previo fueron más altos que los obtenidos tras su aplicación recomendada, en ningún momento fueron estadísticamente equiparables a aquellos de Adper Scotchbond 1 XT.

Los valores de microtracción obtenidos con Ácido Ortofosfórico + Filtek Silorane Sistema Adhesivo fueron significativamente mejores que los de Filtek

Silorane Sistema Adhesivo, al registrar unos aumentos del 28.5, 22.3 y 26,4% (correspondientes a los tres tratamientos de envejecimiento: 24 h, 5000 y 10000 termociclos).

Sin embargo, el beneficio del grabado ácido previo fue mucho más discreto en el caso de Adper Scotchbond SE, ya que los especímenes en los que se aplicó el ácido mostraron un incremento del 10% en sus valores de microtracción después de los 10000 termociclos y tan sólo del 1,3 y 0,3% tras las 24 h y 5000 termociclos respectivamente.

De hecho, este irregular aumento en los valores de microtracción de los sistemas autograbadores tuvo también una repercusión muy dispar en la distribución del tipo de fallo acontecido en sus especímenes.

En el caso de Filtek Silorane Sistema Adhesivo, la aplicación previa de ácido incrementó una media de 25% la suma de fallos no adhesivos, lo que coincide con Miguez *et al.*, (2003), que registraron más fallos con componente cohesivo de esmalte cuando se grababa con ácido ortofosfórico antes de aplicar Clearfil SE. En cambio, en el caso de Adper Scotchbond SE, se produjo la tendencia inversa, puesto que hubo un 6% más de fallos de estas características cuando no se aplicó el ácido ortofosfórico (Tabla 4.3).

Esta diferencia tan marcada en la influencia que el grabado previo con ácido tiene sobre el resultado de los adhesivos autograbadores analizados responde a la propia naturaleza de cada uno de ellos.

Filtek Silorane Sistema Adhesivo demuestra una clara incapacidad desmineralizadora en el esmalte (Imagen 4.1) como consecuencia de su elevado pH, por lo que las microporosidades creadas por el grabado ácido mejoran sustancialmente su infiltración en el esmalte, lo que se traduce en un significativo aumento de sus valores de resistencia adhesiva, independientemente del

tratamiento de envejecimiento aplicado (Tabla 4.2). Es, precisamente, su baja capacidad de modificar la superficie del esmalte lo que permite que apenas altere el patrón de grabado proporcionado previamente por el ácido ortofosfórico.

Por su parte, los valores de microtracción obtenidos por Ácido ortofosfórico + Adper Scotchbond SE sólo fueron significativamente mejores que los de Adper Scotchbond después de los 10000 termociclos, siendo similares después de los tratamientos de envejecimiento restantes (Tabla 4.2). La semejanza en los resultados de este adhesivo sin y con aplicación previa de ácido ortofosfórico podría deberse también al pH, en este caso bajo, el cual sería capaz de desdibujar el patrón creado por el ácido, al disolver y/u obliterar las microporosidades logradas.

Esta posibilidad se presume como una de las causas por las que tampoco se detectó mejoría alguna por grabar con ácido ortofosfórico respecto a la aplicación recomendada para Adper Prompt L-Pop (Erickson, DeGee y Feilzer, 2006).

La otra causa sería, según los autores, la aplicación activa que ese adhesivo precisa, lo que acrecentaría la eliminación del patrón de grabado conseguido por el ácido ortofosfórico. Este último supuesto es perfectamente extrapolable a Adper Scotchbond SE, puesto que el fabricante ordena aplicar la resina adhesiva activamente y durante 20 segundos en la cavidad o superficie en cuestión.

Dejando a un lado el efecto del grabado ácido previo para analizar los resultados obtenidos a partir de la aplicación recomendada de los adhesivos autograbadores, es necesario destacar que Adper Scotchbond SE consiguió valores de resistencia adhesiva estadísticamente más altos que los de Filtek Silorane Sistema Adhesivo después de todos los tratamientos de envejecimiento aplicados, lo que coincide con el estudio de Boushell *et al.*, (2011).

Este hecho corrobora, una vez más, la importancia que la acidez de los sistemas adhesivos y la traba micromecánica surgida a partir de un competente

grabado de la superficie del esmalte poseen en la calidad adhesiva obtenida (Grégoire y Ahmed, 2007; Perdigão, Lopes y Gomes, 2008; Van Meerbeek *et al.*, 2011).

De nuevo, en la comparación de estos dos sistemas, pudimos hallar una correlación entre los valores de resistencia adhesiva y el tipo de fallo predominante, puesto que se ha descrito que a mayor resistencia adhesiva, mayor prevalencia de fallos mixtos habrá, o lo que es lo mismo, a menor resistencia adhesiva, más fallos adhesivos (Ghassemieh, 2008). De este modo, mientras el 49% de todos los especímenes adheridos con Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 presentaron un fallo mixto o cohesivo de esmalte, sólo el 15% de los pertenecientes a Filtek Silorane Sistema Restaurador mostraron estos patrones de fractura.

En nuestro trabajo el tipo de fallo cohesivo registró menos casos que los otros dos, lo que coincide con lo expuesto por Ghassemieh (2008), que advierte que este tipo de fallo debe ser el menos frecuente en las pruebas de microtracción con barritas, ya que detrás de él puede haber un deterioro de la muestra. Este hecho, no obstante, es bastante más esperable en las pruebas con esmalte, puesto que su fragilidad está bien documentada (Carvalho *et al.*, 2000).

La presencia de burbujas observada con MEB en los especímenes de Adper Scotchbond SE (Imágenes 4.5 b y c) puede deberse a un exceso de agua procedente del *primer*, quedando englobada en la interfase adhesiva, lo que genera micelas en su espesor y debilita sus propiedades adhesivas y mecánicas (Tay, Gwinnett y Wei, 1998; Van Landuyt *et al.*, 2007b).

B. Resistencia adhesiva a la dentina

Una parte de los resultados que aquí se presentan fueron publicados en 2012 (Anexo II).

Los valores de resistencia adhesiva a la dentina son, a partir de los resultados del presente estudio, dependientes del termociclado, el cual afecta significativamente a la capacidad adhesiva de todos los sistemas analizados.

Los registros alcanzados por los tres sistemas restauradores decrecieron significativa y progresivamente con cada uno de los tratamientos de envejecimiento a los que fueron expuestos, por lo que, en una comparación intrasistema, el adhesivo de grabado ácido total y los dos adhesivos autograbadores mostraron un comportamiento similar, lo que encuentra respaldo en anteriores investigaciones (Oliveira *et al.*, 2003; Yacizi *et al.*, 2007; Hürmüzlü *et al.*, 2007; Osorio *et al.*, 2008).

El comportamiento de Adper Scotchbond 1 XT, adhesivo de grabado ácido total, está bien documentado, sirviendo en muchas ocasiones como material de referencia en la investigación actual (Osorio *et al.*, 2008; Perdigão, Lopes y Gomes, 2008; Saboia *et al.*, 2009; Margvelashvili *et al.*, 2010).

En nuestro estudio Adper Scotchbond 1 XT no sólo disminuyó sus valores de microtracción como consecuencia de los tratamientos de envejecimiento, sino que fue el sistema que peores resultados obtuvo tras el termociclado de los 10000 ciclos, aunque estadísticamente fuera también similar a Adper Scotchbond SE, que obtuvo unos registros intermedios (Tabla 4.4). Por lo tanto, los especímenes de Adper Scotchbond 1 XT procedentes de dientes sometidos al termociclado evidenciaron una clara degradación hidrolítica. Y esto a pesar de que, tal y como algunos autores describen, la interfase dentina-adhesivo permanece estable con el uso de los sistemas de grabado ácido total, gracias al efecto protector del anillo de esmalte

circundante, que dificulta la difusión del agua (De Munck *et al.*, 2003; Osorio *et al.*, 2008).

La degradación sufrida por este adhesivo pudo verse incrementada por la presencia en su composición de un co-polímero del ácido polialquenoico, el cual parece ser el responsable de los defectos de hibridación mostrados por Scotchbond 1 (la versión primigenia de Adper Scotchbond 1 XT), incapaz de establecer capas híbridas con una completa infiltración de las fibras colágenas expuestas (Osorio *et al.*, 2002; Shirai *et al.*, 2005).

No obstante, y a pesar de los estudios previamente citados, el comportamiento clínico del adhesivo Scotchbond 1 no siempre coincidía con los datos que ofrecía en análisis *in vitro*. Mientras en un estudio clínico de seis meses este adhesivo demostró unas excelentes propiedades adhesivas en cavidades de Clase V (Perdigão *et al.*, 2001), Koshiro *et al.*, (2005) describieron su degradación *in vivo* después de un año y en otro estudio similar (Brackett *et al.*, 2003) apenas alcanzaba los requisitos mínimos exigidos por la American Dental Association (ADA) para obturaciones de Clase V, es decir, una tasa de retención mínima del 90% a los 18 meses.

Esta gran variabilidad sobre la capacidad adhesiva del mismo producto puede deberse a la sensibilidad de la técnica, muy alta en este tipo de adhesivos de grabado ácido total de dos pasos, o directamente a las características del operador (Giachetti *et al.*, 2007). El establecer un grado de humedad óptimo en la dentina previamente a la colocación del adhesivo, como la justa aplicación de aire para fomentar la evaporación del solvente son maniobras con una gran sensibilidad técnica y suponen las mayores desventajas de este tipo de sistemas adhesivos cuando se aplican en sustratos húmedos (Zhang *et al.*, 2005; Giachetti *et al.*, 2007).

Sauro *et al.*, (2008), en uno de los primeros estudios que incluía el sistema Filtek Silorane, compararon la capacidad de sellado de éste con la de Adper

Scotchbond 1 XT a través de micropermeabilidad. El primero demostró ser mucho menos permeable que el segundo, el cual resultó más susceptible a la degradación hidrolítica. Esto se atribuye a la facilidad con la que el ácido polialquenoico atrae y retiene la humedad, lo que conlleva que sea el adhesivo en sí el responsable en primer término, sufriendo nanofiltración por su afinidad con el agua y favoreciendo el ingreso de ésta en la interfase. Los autores, además, relacionan la escasa micropermeabilidad de Filtek Silorane Sistema Adhesivo con la naturaleza tan hidrófoba de su resina adhesiva.

Es escasa aún en la literatura científica la información sobre las propiedades de los dos sistemas adhesivos autograbadores evaluados en nuestro estudio, de hecho sólo hemos encontrado un trabajo que los compare (Boushell *et al.*, 2011). En él se determinaron unos valores de resistencia adhesiva a la cizalla tras 24 h estadísticamente similares para ambos.

Filtek Silorane Sistema Adhesivo y Adper Scotchbond SE presentan unas características que difieren de las típicas de los materiales del grupo al que pertenecen, los adhesivos autograbadores de dos pasos.

Por un lado, Filtek Silorane Sistema Adhesivo requiere una fotopolimerización individual para el *primer* y la resina adhesiva, lo que necesariamente hace que la adhesión se establezca en el primer paso, como hacen los adhesivos autograbadores “todo en uno” (Mine *et al.*, 2010). Este adhesivo fue capaz de conseguir los mejores resultados de microtracción después de los dos tratamientos de envejecimiento más agresivos, en solitario en el caso de los 5000 termociclos, y junto a Adper Scotchbond SE después de los 10000 ciclos (Tabla 4.4). Este hecho es plenamente coincidente con los resultados de uno de los pocos trabajos disponibles sobre su capacidad adhesiva, puesto que ésta resultó similar a la alcanzada por Clearfil SE Bond (Kuraray) (Mine *et al.*, 2009), un adhesivo autograbador suave de dos pasos considerado el patrón oro en lo que a adhesión a dentina respecta (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

Son diversas las razones que pueden explicar este buen funcionamiento de Filtek Silorane Sistema Adhesivo.

En primer lugar, la interfase adhesiva conseguida con este sistema es densa, gracias a su relleno de sílice tratado con silano, lo que unido a su gran hidrofobia puede hacerla muy resistente a la hidrólisis y, simultáneamente, optimizar su interacción con la resina compuesta, como apuntan Mine *et al.*, (2010). En segundo lugar, no se debe dejar de considerar la reducida contracción de polimerización del adhesivo en sí (Miletic, Santini y Trkulja, 2009), que implicaría una menor cantidad de tensiones y, como consecuencia, de desajustes e imperfecciones (Bouillaguet, 2004).

Por su parte, Adper Scotchbond SE, tal y como se ha mencionado antes, actúa de un modo similar a los adhesivos autograbadores de un único paso (“todo en uno”), en tanto en cuanto los monómeros acídicos, encargados de desmineralizar los tejidos duros dentarios, no se hallan en el *primer* (lo que se consideraría primer paso) sino en la propia resina adhesiva (segundo paso).

En este sistema adhesivo el agua se encuentra separada de la solución adhesiva, con el objetivo de incrementar la estabilidad de dicho material (Mine *et al.*, 2009), ya que se ha demostrado la rápida degradación de los monómeros metacrílicos convencionales cuando se encuentran inmersos en soluciones acídicas (Salz *et al.*, 2005). Lo que en la mayoría de los sistemas adhesivos sería el *primer* grabador, en este caso se llama Líquido A. Éste es una solución de base acuosa con un intenso color rosa y presencia de HEMA en su composición. La función de este líquido consiste en humectar correctamente el sustrato, de ahí que el color indique al operador si existen zonas en las cuales no se ha aplicado adecuadamente y que podrían, por consiguiente, presentar un déficit de humedad (Perdigão y Gomes, 2008).

El Líquido B, por su parte, es de consistencia densa y color amarillo. Como ya se ha mencionado, de éste depende el poder de grabado, al contener los monómeros

acídicos, necesariamente hidrofílicos (MHP). Estos monómeros conviven en la misma solución con otros hidrofóbicos, dando lugar a una combinación en el mismo líquido que podría ocasionar un bajo nivel de conversión en los enlaces dobles de carbono (C=C), así como acrecentar la permeabilidad de la interfase adhesiva resultante (Van Landuyt *et al.*, 2007a; Van Meerbeek *et al.*, 2011). También contiene un nanorrelleno de zirconia, lo que unido a la aplicación de dos capas (ordenada por el fabricante), da lugar a una capa de adhesivo uniforme y de un grosor capaz de mejorar la liberación del estrés de contracción y preservar así la integridad de la interfase (Van Meerbeek *et al.*, 1993a; Choi, Condon y Ferracane, 2000). De hecho, ninguno de sus especímenes experimentó un fallo pre-test después de 24 horas de almacenamiento en agua, hecho coincidente con lo reportado por Mine *et al.*, (2009).

Como ya se ha comentado, es poca la información científica disponible sobre este sistema adhesivo. Uno de los pocos trabajos que analiza su funcionamiento *in vitro* lo compara, justamente, con el mismo adhesivo de grabado ácido de nuestro estudio, Adper Scotchbond 1 XT (Korkmaz *et al.*, 2010). En esa investigación Adper Scotchbond SE mostró valores de adhesión inferiores a éste, si bien es cierto que el diseño del estudio era completamente distinto al nuestro, porque se empleó el análisis de resistencia adhesiva a la cizalla y el envejecimiento artificial fue sólo de 500 termociclos, quizás insuficiente para promover la degradación hidrolítica del Adper Scotchbond 1 XT.

A diferencia de los especímenes adheridos al esmalte, en este caso, el análisis microscópico mostró una gran homogeneidad en el tipo de fallo predominante, el adhesivo, para todos los sistemas restauradores y después de todos los tratamientos de envejecimiento.

C. Comportamiento clínico

Este apartado del trabajo que se presenta fue iniciado en el año 2008. Los resultados clínicos desprendidos del análisis tras el primer año fueron publicados en 2012. Asimismo, en el momento de la impresión de esta Tesis Doctoral, el artículo relativo al comportamiento clínico después de dos años está aceptado para su publicación (Anexo II).

Los resultados obtenidos después de las sucesivas revisiones clínicas permiten confirmar que los tres sistemas restauradores evaluados ofrecieron un comportamiento clínico estadísticamente similar entre sí después de dos años de presencia en boca.

Sin embargo, en lo que se refiere a la comparación intrasistema entre la situación inicial y la de los dos años, sí se hallaron diferencias estadísticamente significativas, relacionadas con distintos aspectos clínicos según el caso de cada uno de ellos. Así, los sistemas restauradores con adhesivos autograbadores (Filtek Silorane Sistema Restaurador y Adper Scotchbond SE + Filtek Z250) mostraron un empeoramiento en la integridad de sus márgenes, en su adaptación marginal. Además, las obturaciones realizadas con Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 mostraron una notable tendencia a la tinción marginal. Por su parte, las restauraciones del sistema que contaba con un adhesivo de grabado ácido, Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250, únicamente empeoraron su rugosidad superficial.

La adaptación marginal está principalmente condicionada por la naturaleza del sistema adhesivo utilizado así como por la contracción de polimerización de la resina compuesta de restauración (Van Meerbeek *et al.*, 1993b). En consecuencia, ambos factores podrían haber influido en los resultados obtenidos en este estudio, ya que los sistemas restauradores analizados se componen de distintas resinas compuestas y diferentes sistemas adhesivos.

Respecto a la primera posibilidad, la diferencia en las propiedades de los sistemas de grabado ácido total y los autograbadores, debe destacarse el hecho de que dos de los sistemas de restauración evaluados compartieran la misma resina compuesta (Filtek Z250), lo que permite aislar, al menos entre ambos grupos experimentales, la influencia que la contracción de polimerización pudiera tener sobre la calidad marginal de las restauraciones, haciendo destacar entonces el papel que el distinto tipo de adhesivo juega al respecto.

Precisamente, las obturaciones realizadas con uno de estos sistemas restauradores, Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250, registraron los mejores valores de adaptación marginal, estadísticamente inalterados después de dos años de presencia en boca.

Este buen resultado es atribuible al adhesivo empleado, el único de grabado ácido total, que ya había demostrado resultados clínicos excelentes en anteriores estudios *in vivo* (Kubo *et al.*, 2006; Loguercio *et al.*, 2006). En general, la ventaja de los adhesivos de grabado ácido sobre los sistemas autograbadores había sido claramente evidenciada (Perdigão *et al.*, 2009; Ermis *et al.*, 2010). Es más, Frankenberger *et al.*, (2007) hallaron, en un estudio exclusivamente focalizado en la integridad marginal, una notable mejor adaptación marginal al esmalte por parte de los adhesivos de grabado ácido que de los sistemas adhesivos autograbadores.

A este respecto cabe mencionar que en la mayoría de las obturaciones analizadas en el presente estudio los márgenes cavitarios se situaron en el esmalte, siendo estos, además, mucho más fáciles de evaluar visual y táctilmente que aquellos situados en la dentina (cajas proximales con pisos muy gingivales). Por ello, además de encontrarse en sintonía con numerosos estudios clínicos previos, nuestros resultados también se apoyan en la supremacía que la literatura científica otorga a los adhesivos de grabado ácido total en investigaciones *in vitro*, como es el caso de este mismo estudio.

Muchos de los defectos marginales que fueron detectados en las diferentes evaluaciones surgieron por el desprendimiento de pequeñas láminas de resina compuesta, originalmente sobrestendidas hacia superficies de esmalte que no habían sido instrumentadas, próximas a los márgenes cavitarios. Dicha inintencionada situación, conocida como "overfilling" (sobreobtención) en la literatura anglosajona, es una consecuencia indeseable pero frecuente, sobre todo en el caso de grandes restauraciones de dientes posteriores (Briso *et al.*, 2007). Estos pequeños excedentes de resina compuesta deberían haber sido completamente eliminados con los procedimientos de acabado y pulido de la restauración, para que no pudieran favorecer la asignación de valoraciones Bravo en el apartado de adaptación marginal.

De todos modos, la naturaleza del sistema adhesivo juega también un papel importante, ya que los sistemas adhesivos autograbadores suaves, debido a su leve capacidad de grabado del esmalte, tienen una estabilidad notoriamente baja en su unión al esmalte (Grégoire y Ahmed, 2007; Rotta *et al.*, 2007). Este podría haber sido el motivo para los resultados obtenidos con Filtek Silorane Sistema Restaurador, que cuenta con un sistema adhesivo autograbador suave. Sin embargo, el otro adhesivo autograbador, Adper Scotchbond SE, combinado con Filtek Z250, tampoco fue capaz de preservar su integridad marginal, a pesar de contar con un pH mucho más ácido.

El segundo factor con un demostrado potencial modulador sobre la calidad marginal de una restauración es la contracción de polimerización de la resina compuesta empleada (Bouillaguet, 2004; Ferracane, 2005; Schneider, Cavalcante y Silikas, 2010).

La manera ideal de valorar fielmente los efectos de la contracción y el estrés de polimerización sobre la adaptación marginal sería valorar ésta de forma inmediata, en la situación inicial de la obturación, pues ambos fenómenos anteriores aparecen durante su colocación. Por esta razón se debe asumir que otros factores, derivados del uso clínico, como el desgaste del composite o la degradación de la

interfase adhesiva, hayan podido alterar también la adaptación marginal de las restauraciones a lo largo del tiempo de estudio.

La contracción de polimerización de las resinas compuestas y su consecuencia adjunta, la liberación de tensiones sobre la interfase adhesiva, suponen sendos fenómenos con un claro efecto nocivo sobre la integridad de los márgenes de una restauración y, por extensión, sobre el éxito clínico y longevidad de toda restauración directa de composite (Schneider, Cavalcante y Silikas, 2010).

La compleja dinámica de liberación del estrés de contracción se ve afectada por el diseño cavitario o configuración cavitaria. Tal y como se explicó anteriormente, el factor de configuración o factor C será mayor cuanto mayor sea la desproporción entre las superficies que contactan con el material y las que no (Feilzer, de Gee y Davidson, 1987). En base a este principio, en las cavidades de Clase I y II de Black el factor C puede llegar a ser muy elevado. Además, la forma de aplicar la resina compuesta en la cavidad durante su obturación también puede influir en el posterior desarrollo de tensiones que se distribuyen por el composite, el adhesivo o el diente en el momento de la polimerización (Van Ende *et al.*, 2010). Por este motivo, y con el objetivo de minimizar la virulencia de las tensiones generadas durante la polimerización, es habitual llevar a cabo una técnica de inserción por incrementos de la resina compuesta, tal y como se hizo en este estudio (Schneider, Cavalcante y Silikas, 2010; Van Ende *et al.*, 2010).

A pesar de la problemática que este tipo de cavidades añaden al manejo del estrés de polimerización, sólo fueron incluidas en nuestro estudio aquellas cavidades de Clase I (oclusales) y II, debido esencialmente a la específica recomendación de Filtek Silorane Sistema Restaurador como sistema de obturación para dientes posteriores. Para su aplicación en cada una de las cavidades preparadas, al igual que en el caso de la resina compuesta Filtek Z250, se empleó la técnica incremental, ya que ha demostrado ser capaz de mejorar la calidad adhesiva en restauraciones realizadas tanto con composites convencionales, basados en metacrilato (He,

Shimada y Tagami, 2007; Nayif *et al.*, 2008), como con los más recientes, basados en silorano (Van Ende *et al.*, 2010).

Sin embargo, a pesar de las supuestas bondades de una reducida contracción de polimerización de la resina compuesta, capaz de minimizar los efectos adversos asociados a ésta, los resultados de esta investigación clínica no revelaron ninguna ventaja relacionada con el uso de la resina compuesta de baja contracción de polimerización.

Justamente, la reducida contracción de polimerización que se ha atribuido a la resina compuesta de Filtek Silorane (Weinmann, Thalacker y Guggenberger, 2005) y que el fabricante afirma ser inferior al 1% de contracción volumétrica, está siendo recientemente cuestionada. Boaro *et al.*, (2010) y Tantbirojn *et al.*, (2011) condujeron sendos estudios en los que se constató una tasa de reducción volumétrica de Filtek Silorane ligeramente superior al dato oficial, concretamente del 1.4%, es decir, muy similar a la de Filtek Z250 (1.7%), la resina compuesta incluida en los otros dos sistemas restauradores. Es más, también recientemente se han descrito valores superiores a los de Filtek Z250 en otros dos propiedades íntimamente ligados a los efectos de la contracción de polimerización, como son el módulo elástico y el estrés de polimerización (Boaro *et al.*, 2010), lo que podría deberse a una gran influencia de la matriz orgánica sobre la rigidez de la resina compuesta. Todos estos datos contradicen el planteamiento de que una reducida contracción de polimerización genera bajos valores de estrés de polimerización, como podría pensarse inicialmente (Ferracane, 2005), confirmando, a su vez, que una baja contracción de polimerización no garantiza *per se* la atenuación de los efectos del estrés de contracción sobre la estructura dental (Tantbirojn *et al.*, 2011) o la integridad de la interfase adhesiva de la restauración (Boaro *et al.*, 2010). Las conclusiones de esta serie de estudios encuentran reflejo en otras investigaciones *in vivo*, en las que, del mismo modo, se minimizan los supuestos beneficios clínicos que tiene una resina compuesta con una reducida contracción de polimerización (van Dijken y Lindberg, 2009; van Dijken, 2010).

A día de hoy la información disponible sobre el funcionamiento clínico de Filtek Silorane Sistema Restaurador es aún más escasa que la relacionada con trabajos *in vitro*, además de ligeramente contradictoria. Mientras Schimdt *et al.*, (2011) hallaron peores valores de adaptación marginal por parte de Filtek Silorane Sistema Restaurador frente a un composite basado en metacrilato (CeramX, Dentsply), en otro estudio, el cual evaluaba exclusivamente este parámetro clínico, Burke *et al.*, (2011) concluyeron que Filtek Silorane Sistema Restaurador mostraba un comportamiento clínico satisfactorio después de dos años, con una tasa de adaptación óptima del 84%.

La adaptación marginal, como se ha explicado anteriormente, es un parámetro clínico que puede determinar la calidad e integridad de la interfase adhesiva de toda restauración. No obstante, no se puede olvidar que el empeoramiento de la adaptación marginal en nuestro estudio se limitó al aumento de puntuaciones Bravo, que describen una situación perfectamente aceptable desde el punto de vista clínico, sin comportar necesidad alguna de sustituir la obturación (Bekes *et al.*, 2007).

Es más, a pesar de que según Gaengler *et al.*, (2004) las imperfecciones marginales y la presencia de caries secundaria son dos factores que predicen la necesidad de recambiar obturaciones de composite en el sector posterior, ninguna restauración que en este estudio fuera valorada como Bravo en adaptación marginal propició la aparición de caries secundaria, lo que es coherente con las conclusiones derivadas de estudios anteriores (Rezwani-Kaminski, Kamann y Gaengler, 2002; Bekes *et al.*, 2007; Akimoto, Takamizu y Momoi, 2007).

Además de empeorar sus valores de adaptación marginal, las obturaciones realizadas con el sistema constituido por Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 también manifestaron una clara tendencia a la tinción marginal después de dos años (Imágenes 4.13 y 4.14).

La tinción marginal se considera, generalmente, un signo clínico indicativo de que la interfase adhesiva está resultando funcionalmente incompetente, de que el adhesivo está degradándose con el paso del tiempo y, por tanto, de que la restauración puede fracasar en el corto plazo. Cabe subrayar que el factor tiempo es, en este caso, de suma relevancia, dado que estas suposiciones aumentan su severidad cuanto antes surja la tinción marginal (Perdigão *et al.*, 2009). Por esta razón resulta necesario describir la evolución de la tinción marginal aparecida en torno a las restauraciones de Adper Scotchbond SE + Filtek Z250, ya que estadísticamente fue detectada en la segunda evaluación, cuando las obturaciones tenían tan sólo seis meses de uso clínico. Ese análisis conllevó que cinco obturaciones perdieran la calificación Alfa que habían recibido en la evaluación inicial y, también, que otra fuera catalogada como Charlie, al presentar más de la mitad de su perímetro cavo-superficial teñido.

Al contrario que en nuestro trabajo, en un reciente estudio clínico desarrollado por Perdigão *et al.*, (2012) se detectó el empeoramiento de la tinción en los márgenes de las obturaciones de Adper Scotchbond SE no antes de los dieciocho meses de presencia en boca. Sin embargo, se trataba de restauraciones de Clase V, las cuales se encuentran libres de cargas masticatorias (Demarco *et al.*, 2012) y, debido a su geometría favorable, son mucho menos susceptibles a sufrir las consecuencias del estrés de contracción que las obturaciones de Clase I y II de nuestro estudio, lo que pudo retrasar la degradación marginal del adhesivo (Feilzer, de Gee y Davidson, 1987; Van Ende *et al.*, 2010).

De hecho, las discoloraciones aparecidas en torno a los márgenes de una restauración pueden asociarse a varios factores, incluyendo el desgaste mecánico de la interfase adhesiva, los excesos del material de restauración (previamente explicados), una deficiente obturación en las áreas marginales y la formación de *gaps* o poros en estas localizaciones (Türkün, 2005).

En el presente estudio se confirma, sin embargo, que la tinción sufrida por las obturaciones realizadas con Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 se debió al adhesivo, puesto que la misma resina compuesta se empleó en otro grupo experimental sin alteración de este parámetro de modo alguno.

La tendencia a sufrir tinción marginal ha sido tradicionalmente atribuida a los sistemas adhesivos autograbadores suaves (Perdigão *et al.*, 2009; Ermis *et al.*, 2010; Fron *et al.*, 2011). No obstante, esta problemática situación puede resolverse cuando se procede a la aplicación de ácido ortofosfórico en los márgenes adamantinos de forma previa a la colocación del adhesivo, como demostraron Ermis *et al.*, (2010) al reducir las tinciones en torno a las interfases adhesivas creadas con Clearfil SE Bond (Kuraray), un adhesivo autograbador suave de dos pasos. Estas suposiciones se podrían aplicar para el sistema restaurador con el adhesivo autograbador más suave de nuestro estudio, Filtek Silorane Sistema Restaurador.

Sin embargo, a diferencia de lo anteriormente expuesto, es el adhesivo fuerte Adper Scotchbond SE el que experimentó una significativa predisposición a la tinción en nuestra investigación. Este hallazgo es coincidente con el trabajo de Perdigão *et al.*, (2009), en el que se constató una marcada tendencia a la tinción marginal y a cambios de color en un adhesivo autograbador de un paso con una acidez muy similar a la de Adper Scotchbond SE.

Es el mecanismo de activación de Adper Scotchbond SE el que parece ser el responsable último de los altos valores de tinción marginal aparecidos en torno a sus restauraciones. La aplicación activa del Líquido B en la cavidad, previamente humedecida y coloreada de rosa por el Líquido A, se acompaña de un cambio de color, dando lugar a una película de adhesivo ligeramente amarillenta. Esto indica que ambos materiales se han mezclado correctamente y que los monómeros acídicos del Líquido B se han activado (ionizado) adecuadamente a partir de la humedad superficial conferida por el contenido en agua (de hasta el 80%) del Líquido A (Perdigão y Gomes, 2008). A pesar de este cambio de color, la activación del Líquido

B en un agente grabador podría no haber conllevado la necesaria y completa conversión de los monómeros acídicos. Dicha situación acarrearía la inclusión de dichos monómeros en una interfase adhesiva rica en HEMA y aún coloreada, lo que aumentaría su susceptibilidad a la degradación hidrolítica y, por consiguiente, a la tinción marginal (Mine *et al.*, 2009; Gaintantzopoulou *et al.*, 2009). Este extremo pudo ser corroborado por la presencia de un característico color rosa, como el del Líquido A, en la inmensa mayoría de los márgenes teñidos de las obturaciones realizadas con Adper Scotchbond SE + Filtek Z250.

La susceptibilidad para la tinción de las interfases adhesivas de Adper Scotchbond SE coincide con la alta inestabilidad cromática de One-Up Bond F (Tokuyama Dental Corporation), un adhesivo autograbador con un mecanismo muy similar de cambio de color durante su aplicación-activación, tal y como demostraron *in vitro* Gaintantzopoulou *et al.*, (2009). Además, en esa investigación se constató como la absorción de agua y la discoloración marginal por parte de la interfase adhesiva son capaces de afectar a la apariencia cromática de toda la restauración. Este fenómeno tiene una importante correlación con los resultados del presente estudio, ya que todas las restauraciones realizadas con Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 que fueron valoradas con Bravo o Charlie en el parámetro de color recibieron esta puntuación debido al aspecto rosado, en ocasiones muy llamativo (Imagen 4.13), que las evaluadoras observaron.

Precisamente, respecto al parámetro clínico del color y su estabilidad, es conveniente explicar las valoraciones asignadas a determinadas obturaciones de Filtek Silorane Sistema Restaurador, a pesar de que no tuvieron ninguna repercusión estadística.

Y es que, como ya se ha mencionado antes, este sistema ha sido especialmente concebido para la restauración de dientes del sector posterior, donde los requerimientos estéticos no tienen una importancia capital. Por este motivo, el fabricante sólo ofrece la resina compuesta en tres colores diferentes. En la Tabla 4.6

se aprecia que tres obturaciones fueron valoradas como Bravo en las evaluaciones correspondientes a los seis meses, uno y dos años, así como que dos recibieron esta misma puntuación ya desde la evaluación inicial. De este modo, existieron dos obturaciones que recibieron el valor Bravo en todas las evaluaciones del estudio, por lo que no pudieron presentar un cambio de color de la resina compuesta.

Estas puntuaciones se debieron a las pobres propiedades estéticas y ópticas de la resina compuesta de Filtek Silorane, que presenta un ligero tono amarillento y una opacidad excesiva, por lo que la divergencia con la translucidez del diente fue evidente (Imagen 4.10). Es destacable entonces que sólo una restauración de Filtek Silorane Sistema Restaurador sufriera una modificación real en el parámetro de color con el paso del tiempo. Ambas apreciaciones derivadas del estudio *in vivo* de este material son plenamente coincidentes con las conclusiones de estudios *in vitro*, ya que tanto una menor translucidez (Pérez *et al.*, 2010) como una mayor estabilidad del color (Furuse *et al.*, 2008) se han atribuido a esta resina basada en silorano en comparación con los composites basados en metacrilato.

Hasta aquí sólo se han explicado e interpretado las alteraciones estadísticamente relevantes que sufrieron los sistemas integrados por adhesivos autograbadores, puesto que el deterioro de dos parámetros tan importantes como la adaptación y la tinción marginales merecen un análisis exhaustivo. No obstante, las obturaciones realizadas con el sistema de restauración restante, formado por Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250, tampoco fueron capaces de mostrarse invariables después de dos años de uso clínico y registraron mayores valores de rugosidad superficial al final del estudio.

La relevancia clínica de la rugosidad superficial es algo menor que la de otros parámetros englobados en los criterios USPHS, si bien es cierto que una obturación con superficies rugosas puede tornarse más susceptible a sufrir cambios de color o a experimentar un desgaste acelerado, debido a su poder retentivo (Reis *et al.*, 2003;

Heintze, Forjanic y Rousson, 2005), además de, en ocasiones, resultar incómoda para el paciente (Jones, Billington y Pearson, 2004).

Semejantes situaciones no fueron detectadas en nuestro estudio a pesar del aumento de rugosidad en dicho grupo experimental. El elemento responsable de la rugosidad superficial es, sin duda, la resina compuesta, en este caso Filtek Z250. Resulta llamativo que este composite también formó parte de otro sistema restaurador, Adper Scotchbond SE + Filtek Z250, sin embargo, en este caso, la rugosidad no experimentó ninguna diferencia estadísticamente significativa, y eso a pesar de que, en la cita de los dos años, ambos sistemas integrados por Filtek Z250 ofrecieron unos resultados idénticos en este apartado. No obstante, la rugosidad superficial es un parámetro que, según Hickel *et al.*, (2007) no debería ser valorado táctilmente, al considerar este procedimiento altamente subjetivo.

Como ya se mencionó anteriormente, muchos estudios clínicos se limitan a evaluar el comportamiento *in vivo* de los materiales dentales durante dos o cinco años, considerándose ambos un plazo de tiempo corto por el cual podría perderse la posibilidad de detectar fenómenos interesantes acontecidos con el paso de los años. El tiempo transcurrido en nuestro estudio se entiende, no obstante, como un plazo de tiempo razonablemente útil para determinar el comportamiento y efectividad de Filtek Silorane Sistema Restaurador, un material reciente y novedoso, pero también del adhesivo Adper Scotchbond SE, sobre los que no había información clínica disponible hasta hace poco tiempo.

5.3 Correlación entre los resultados obtenidos de los estudios *in vitro* y clínicos

El análisis de los resultados ofrecidos por los sistemas restauradores ha sido anteriormente expuesto de forma individualizada, en función de la distinta naturaleza de las dos evaluaciones (*in vitro* e *in vivo*), pero, ¿pueden los resultados provenientes de ambos exámenes considerarse comparables?

La respuesta, basada en las investigaciones a tal efecto, es que no, por lo que el análisis separado de los resultados supone el proceder más indicado, en vez de tratar de aunar en un análisis común y global los distintos aspectos extraídos de sendos experimentos (Carvalho *et al.*, 2012; Bayne, 2012).

Esto se debe a la demostrada imposibilidad de equiparar los resultados y conclusiones de los estudios que analizan la efectividad adhesiva en pruebas realizadas en un laboratorio con aquellos que lo hacen a través de una observación clínica (Carvalho *et al.*, 2012). Son varios los trabajos, tanto metanálisis como de revisión, que escrutan esta hipotética correlación, concluyendo que es débil, tanto entre los que evalúan una característica aislada del material como los que analizan un grupo de propiedades cuando se les compara con estudios clínicos, independientemente de su recorrido en el tiempo, es decir, a corto (2-5 años) o largo plazo (10-20 años) (Bayne, 2007; Heintze, 2007; Heintze *et al.*, 2011; Bayne, 2012).

Según un estudio muy reciente de Bayne (Bayne, 2012), la razón fundamental por la que no exista una correspondencia es el hecho de que los estudios en el laboratorio tienden a convertirse en pruebas estáticas, centradas exclusivamente en torno a una única propiedad del material, bien sea física, química, mecánica o biológica en un rango del macro al nano. Por el contrario, los estudios clínicos examinan una serie de situaciones en escala macro, fácilmente apreciables sin magnificación, basándose, por lo tanto, en un conjunto de observaciones, sobre todo

de las superficies y los márgenes de las restauraciones. Ahora bien, las relaciones entre los resultados de ambos tipos de estudios son escasas, pero no inexistentes. La correlación entre los datos de una propiedad estática testada en el laboratorio y los de la misma propiedad englobada en un estudio clínico podrían considerarse válidas siempre y cuando el investigador fuera consciente de que estaría conociendo exclusivamente una pequeña parcela del funcionamiento real del material en cuestión. Por eso, idealmente, debería existir una simulación en el laboratorio que fuera equiparable a cada uno de los parámetros clínicos a evaluar.

Las pruebas *in vitro* permiten dilucidar más aisladamente cuales son los factores más perjudiciales para el éxito adhesivo, mientras que en la investigación clínica es muy difícil discriminar el factor o factores específicos que conducen a un fracaso adhesivo (De Munck *et al.*, 2005a; Heintze *et al.*, 2011; Bayne, 2012).

El caso de la resistencia adhesiva, propiedad que fue evaluada en la parte *in vitro* de nuestro estudio, no es la excepción y tampoco disfruta de una fuerte correspondencia con los resultados clínicos (Bayne, 2012).

En lo que sí existe un consenso firme es en reconocer que el método más equivalente a la resistencia adhesiva testada en el laboratorio (mediante una prueba de microtracción, por ejemplo) son los estudios clínicos que analizan obturaciones colocadas en cavidades no cariosas de Clase V.

Son varias las ventajas que este tipo de cavidades aportan para la evaluación de la efectividad adhesiva, entre las que destacan la ausencia de retención macromecánica que poseen (en caso de fallo adhesivo la obturación se desprendería) y el hecho de que cuenten con límites cavitarios situados tanto en el esmalte como en la dentina, lo que permite un análisis diferenciado de los mismos. Además, son lesiones relativamente frecuentes dentro de un mismo individuo y presentan un fácil acceso, lo que permite que tanto su restauración como las sucesivas evaluaciones sean sencillas (De Munck *et al.*, 2005a).

Es de suma importancia que los materiales testados en todo estudio clínico sean empleados de la forma para la que han sido concebidos (Bayne, 2012). Por esta razón en nuestro estudio no pudimos trabajar con cavidades de Clase V, ya que habríamos expuesto al sistema restaurador Filtek Silorane a unas condiciones clínicas para las que no está diseñado, dado que el fabricante ordena su aplicación en Clases I y II posteriores. De este modo, todo el esquema de nuestra investigación clínica se centró exclusivamente en estas cavidades.

Por el mismo motivo, no se contempló el grabado selectivo con ácido ortofosfórico de los márgenes de esmalte en aquellas cavidades que iban a ser restauradas con sistemas que incluían adhesivos autograbadores. Si bien es cierto que dicha maniobra habría aportado información complementaria sobre el comportamiento clínico de los materiales, también habría aumentado el número de grupos experimentales, dificultando notablemente el conseguir una muestra de pacientes válidos, ya que estos deberían haber necesitado cinco restauraciones de Clase I y/o II para poder ser incluidos en el estudio.

La retención de este tipo de restauraciones no está exclusivamente determinada por la eficacia de los adhesivos para adherirse a las paredes cavitarias. A excepción de aquellas situaciones en las que sólo se necesita una mínima intervención y el resultado es una preparación somera y con paredes divergentes, la retención de las restauraciones posteriores de resina compuesta está fundamentalmente determinada por el diseño autorretentivo de la cavidad (Carvalho *et al.*, 2012). Por esta razón, la calidad adhesiva en restauraciones posteriores es indirectamente evaluada mediante parámetros como la integridad marginal (adaptación y tinción) y la presencia de caries contiguas al margen de la restauración, generalmente denominadas caries secundarias (Cvar y Ryge, 1971; Ryge y Snyder, 1973).

De este modo, defectos marginales severos o importantes grados de tinción, así como la constatación de caries secundarias, son situaciones que abocan al

reemplazo de la restauración (Dijkman, de Vries y Arends, 1994; Sarret, 2005). La caries secundaria ha sido contundentemente identificada como una razón importante de fracaso clínico en obturaciones posteriores (Burke *et al.*, 1999; Opdam *et al.*, 2007).

El origen de dichas caries parece estar en la existencia de una filtración de los fluidos orales a lo largo de la interfase adhesiva (Kidd, 1976; Mjor y Toffenetti, 2000). La filtración, a su vez, es la prueba manifiesta de la incapacidad de un adhesivo para conseguir un sellado de la interfase (Kidd, 1976). Los estudios *in vitro* han mostrado una clara relación entre defectos marginales y microfiltración con la aparición de caries secundaria (Grossman y Matejka, 1999; Totiam *et al.*, 2007). Las investigaciones clínicas, por el contrario, no han conseguido asociar las fallas marginales inferiores a 250-400 μm o la filtración con la desmineralización alrededor de la obturación en cuestión, es decir, con signos de caries (Mjor, 2005; Thomas *et al.*, 2007).

Además, a pesar de que no existe una correlación entre filtración marginal y resistencia adhesiva (Guzman-Armstrong, Armstrong y Qian, 2003), esta última técnica ha sido sistemáticamente empleada como método de elección para evaluar la efectividad adhesiva y establecer asociaciones con el comportamiento clínico de las restauraciones de composite (Van Meerbeek *et al.*, 2010; Cardoso *et al.*, 2011).

Los trabajos *in vitro* enfocados a evaluar la efectividad adhesiva a través de su durabilidad han demostrado reducciones significativas de su capacidad adhesiva en periodos de tiempo relativamente cortos (seis meses o un año) inmersos en agua o saliva artificial (Liu *et al.*, 2011). Por esta razón se deberían esperar fallos clínicos prematuros de estos adhesivos. Esta hipótesis causal, sin embargo, carece de soporte en la literatura científica sobre restauraciones posteriores de composite (Carvalho *et al.*, 2012). Por otro lado, si la fuerza de unión diente-adhesivo tiende a mermar irreversiblemente con el paso del tiempo, cabría esperar que la caries secundaria fuera a surgir y provocar un aumento en la tasa de fracaso clínico. Esto tampoco ha

ocurrido, ya que ninguno de los estudios con mayores plazos de observación lo ha detectado (Opdam *et al.*, 2007; Opdam *et al.*, 2010; Da Rosa Rodolpho *et al.*, 2011).

La caries secundaria es, sin lugar a dudas, una de las principales causas de sustitución de restauraciones, pero está fuertemente asociada a pacientes con alto riesgo de caries (Opdam *et al.*, 2007), lo que implica que la efectividad del adhesivo no depende solo de que éste mantenga una unión estable a lo largo del tiempo.

El hecho de que determinados adhesivos con altos valores de resistencia adhesiva *in vitro* hayan también mostrado un comportamiento brillante en obturaciones de Clase V ha ayudado a crear el concepto equivocado de que altos valores de unión son imprescindibles para obtener restauraciones longevas (Carvalho *et al.*, 2012).

En este contexto parece que los resultados procedentes de las pruebas *in vitro* no serían capaces de predecir el comportamiento clínico de los sistemas evaluados. Sin embargo, es cierto que aquellos productos que sistemáticamente obtienen malos resultados en las pruebas de laboratorio también funcionan pobremente cuando se someten a exámenes clínicos (De Munck *et al.*, 2005a; Peumans *et al.*, 2005). Cabe destacar, sin embargo, que los datos derivados de las pruebas de resistencia adhesiva y de estudios clínicos proporcionan una información rigurosa y válidos parámetros para valorar la efectividad de los sistemas adhesivos que se comercializan (Van Meerbeek *et al.*, 2010). Sirva de ejemplo los buenos resultados de resistencia adhesiva y clínicos logrados por los adhesivos considerados patrón oro: el adhesivo de grabado ácido total de tres pasos Optibond FL y el adhesivo autograbadador de dos pasos Clearfil SE Bond (Van Meerbeek *et al.*, 2010; Cardoso *et al.*, 2011).

También es alto el consenso que acepta el termociclado como un método eficaz de envejecimiento artificial. Se entiende que es un proceso básico para poder conocer la evolución del material una vez se conocen sus valores inmediatos (De Munck *et al.*, 2005a).

Anteriormente ya se profundizó en cómo el envejecimiento térmico afecta a las interfases adhesivas, mostrando muchas similitudes con el efecto que el medio oral genera sobre las obturaciones. La interfase adhesiva *in vivo* también se deteriora por la humedad de la saliva, ya que el ingreso de agua por entre la misma acelera la degradación de sus componentes (Santerre, Shajii y Leung, 2001; Jaffer, Finer y Santerre, 2002). Además, la hidrólisis de aquellas fibras colágenas expuestas y deficientemente infiltradas por el adhesivo compromete la efectividad adhesiva a largo plazo (Hashimoto *et al.*, 2000 y 2003b). Por lo tanto, clínicamente, la interfase se encuentra sujeta a fenómenos de hidrólisis y plastificación, al igual que cuando son sometidas a un termociclado *in vitro*.

Sin embargo, *in vivo*, puede también verse atacada por enzimas bacterianas (Santerre, Shajii y Leung, 2001) o procedentes del huésped, como las colagenasas (Pashley *et al.*, 2004). Los estudios *in vitro* son incapaces de reproducir estos fenómenos biológicos, importantes moduladores del medio cuyos posibles efectos beneficiosos o perjudiciales no son contemplados (Papagiannoulis, Kakaboura y Eliades, 2002).

Las obturaciones dentales, especialmente las situadas en superficies oclusales de los dientes posteriores, como es el caso de las restauraciones de nuestro estudio, se encuentran directamente sometidas a las cargas masticatorias. Ante este efecto la interfase adhesiva y la longevidad de la restauración pueden afectarse (De Munck *et al.*, 2005c). La reproducción de este fenómeno puede llevarse a cabo mediante un simulador de masticación (Nikaido *et al.*, 2002) y debería realizarse con el fin de acercarse aún más las condiciones de los dientes evaluados *in vitro* e *in vivo*.

Para poder ser sometidos a esta simulación los dientes deben ser restaurados previamente, recibiendo el tipo de obturación pertinente, en este caso sería de Clase I o II. En nuestro estudio, la preparación de los dientes extraídos para la prueba de microtracción se realizó siguiendo los clásicos protocolos encaminados a testar

puramente la calidad adhesiva de los distintos sistemas, mediante su aplicación a superficies expuestas de esmalte y dentina.

Aceptamos, no obstante, que de haber seguido el otro procedimiento habríamos obtenido valores de resistencia adhesiva a los pisos cavitarios, es decir, sólo a la dentina, pero también con mayor información sobre el posible efecto que la contracción de polimerización de la resina compuesta tiene sobre una interfase adhesiva que forma parte de un binomio, un sistema restaurador, el que restaura realmente una cavidad (De Munck *et al.*, 2005d; Van Ende *et al.*, 2012).

En cualquier caso, los resultados obtenidos de la investigación clínica después de dos años (más tiempo que el simulado por los tratamientos de envejecimiento aplicados en las pruebas *in vitro* de nuestro estudio) dan cuenta de un comportamiento aceptable de todos los sistemas analizados, a pesar de las alteraciones puntuales en determinados parámetros clínicos.



CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos y con las limitaciones del método empleado, se ha llegado a las siguientes conclusiones:

1. Respecto a la resistencia adhesiva al esmalte mediante la prueba de microtracción, el sistema restaurador con un adhesivo de grabado ácido total, Adper Scotchbond 1 XT y Filtek Z250, consiguió los valores más altos y Filtek Silorane Sistema Restaurador los más bajos, después de todos los tratamientos de envejecimiento aplicados (24 h, 5000 y 10000 termociclos). El termociclado de 10000x redujo significativamente los valores de todos los sistemas analizados, mientras que el de 5000x también disminuyó los de Adper Scotchbond SE, tanto con como sin la aplicación previa de ácido ortofosfórico. Esta aplicación de ácido ortofosfórico resultó especialmente beneficiosa en el caso de Filtek Silorane Sistema Adhesivo, ya que sus valores fueron superiores a los obtenidos tras su aplicación recomendada después de todos los tratamientos de envejecimiento. En el caso de Adper Scotchbond SE sólo se percibió una mejoría de sus valores respecto a la aplicación recomendada tras el termociclado más agresivo (10000 ciclos).

2. El sistema restaurador Filtek Silorane consiguió los valores más altos de resistencia adhesiva a la dentina mediante la prueba de microtracción después de los termociclados de 5000 y 10000x. Todos los sistemas restauradores mostraron una reducción gradual de sus valores adhesivos tras los sucesivos tratamientos de envejecimiento.
3. El análisis del tipo de fallo de los especímenes adheridos al esmalte reveló que las fracturas adhesivas eran más predominantes entre los adhesivos autograbadores, especialmente para Filtek Silorane Sistema Adhesivo, y que éstas aumentaron en consonancia con la duración del termociclado para todos los grupos experimentales. El grabado ácido previo aumentó en un 25% la suma de fallos no adhesivos de Filtek Silorane Sistema Adhesivo respecto a su aplicación recomendada. En el análisis del tipo de fallo de los especímenes adheridos a la dentina se constató un predominio claro de las fracturas adhesivas para todos los sistemas analizados y tras todos los tratamientos de envejecimiento aplicados.
4. El comportamiento clínico después de dos años de Filtek Silorane Sistema Restaurador en obturaciones en dientes posteriores resultó aceptable y similar al de los otros dos sistemas constituidos por adhesivos y resinas compuestas basadas en metacrilato. No se detectó, por tanto, ningún beneficio en la aplicación de este sistema de reducida contracción de polimerización en los parámetros evaluados durante el tiempo de estudio. Las obturaciones realizadas con el sistema restaurador que incluía un adhesivo de grabado ácido total, Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250, fueron las únicas que no sufrieron una degradación de la adaptación marginal respecto a su situación inicial.



BIBLIOGRAFÍA



- Abate PF, Rodriguez VI, Macchi RL** Evaporation of solvent in one-bottle adhesives *J Dent* 2000; 28(6): 437-440.
- Abdalla AI, Feilzer AJ** Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin *J Dent* 2008; 36(8): 611-617.
- Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA** Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments *J Prosthet Dent* 2009; 101(2): 107-118.
- Akimoto N, Takamizu M, Momoi Y** 10-year clinical evaluation of a self-etching adhesive system *Oper Dent* 2007; 32(1): 3-10.
- Alomari OD, Reinhardt JW, Boyer DB** Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations *Oper Dent* 2001; 26(4): 406-411.
- Al-Salehi SK, Burke FJ** Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength *Quintessence Int* 1997; 28(11): 717-723.
- Alvarez-Gayosso C, Barceló-Santana F, Guerrero-Ibarra J, Sáez-Espínola G, Canseco-Martínez MA** Calculation of contraction rates due to shrinkage in light-cured composites *Dent Mater* 2004; 20(3): 228-235.
- Amirouche-Korichi A, Mouzali M, Watts DC** Effects of monomer ratios and highly radiopaque fillers on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites *Dent Mater* 2009; 25(11): 1411-1418.
- Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE** Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage *J Adhes Dent* 2003; 5(1): 47-56.
- Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J** Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods *Dent Mater* 2010; 26(2): 50-62.
- Asmussen E** Penetration of restorative resins into acid etched enamel. II. Dissolution of entrapped air in restorative resin monomers *Acta Odontol Scand* 1977; 35(4): 183-191.
- Atai M, Watts DC** A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers *Dent Mater* 2006; 22(8): 785-791.
- Barink M, Van der Mark PC, Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonschot N** A three-dimensional finite element model of the polymerization process in dental restorations *Biomaterials* 2003; 24(8): 1427-1435.
- Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ** Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology *Oper Dent* 1986; 11(3): 111-116.
- Barszczewska-Rybarek IM** Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA *Dent Mater* 2009; 25(9): 1082-1089.

Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, Peters A, de Gee AJ Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins *J Prosthet Dent* 1982; 48(1): 59-67.

Bayne SC Dental restorations for oral rehabilitation - testing of laboratory properties versus clinical performance for clinical decision making *J Oral Rehabil* 2007; 34 (12): 921-932.

Bayne SC Correlation of clinical performance with 'in vitro tests' of restorative dental materials that use polymer-based matrices *Dent Mater* 2012; 28(1): 52-71.

Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ Jr Update on dental composite restorations *J Am Dent Assoc* 1994; 125(6): 687-701.

Bekes K, Boeckler L, Gernhardt CR, Schaller HG Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system - 2-year results *J Oral Rehabil* 2007; 34(11): 855-861.

Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitão J, DeRouen TA Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial *J Am Dent Assoc* 2007; 138(6): 775-783.

Boaro LC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites *Dent Mater* 2010; 26(12): 1144-1150.

Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Wataha JC, Pashley D Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro *Dent Mater* 2001; 17(4): 316-321.

Bouillaguet S Biological risks of resin-based materials to the dentin-pulp complex. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004; 15(1): 47-60.

Boushell LW, Getz G, Swift EJ Jr, Walter R Bond strengths of a silorane composite to various substrates *Am J Dent* 2011; 24(2): 93-96.

Bowen RL Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening *J Am Dent Assoc* 1967; 74(3): 439-445.

Bowen RL, Eick JD, Henderson DA, Anderson DW Smear layer: removal and bonding considerations *Oper Dent Suppl* 1984; 3: 30-34.

Bowen RL, Marjenhoff WA Dental composites/glass ionomers: the materials *Adv Dent Res* 1992; 6: 44-49.

Boyde A, Switsur VR, Stewart ADG An assessment of two new physical methods applied to the study of dental tissues. *Advances in fluorine research and dental caries prevention*. Oxford, Pergamon Press, 1963; 1: 185-193.

Boyde A Microstructure of enamel *Ciba Found Symp* 1997; 205: 18-27.

Brackett WW, Dib A, Brackett MG, Reyes AA, Estrada BE Two-year clinical performance of class V resin-modified glass-ionomer and resin composite restorations *Oper Dent* 2003; 28(5): 477-481.

- Braga RR, Ferracane JL** Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics *J Dent Res* 2002; 81(2): 114-118.
- Braga RR, Ferracane JL, Condon JR** Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays *J Dent* 2002;30(7-8): 333-340.
- Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL** Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers *J Am Dent Assoc* 2003; 134(6): 721-728.
- Braga SR, Vasconcelos BT, Macedo MR, Martins VR, Sobral MA** Reasons for placement and replacement of direct restorative materials in Brazil *Quintessence Int* 2007; 38(4): 189-194.
- Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA** Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods *Dent Mater* 2010; 26(2): 38-49.
- Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E** Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface *Dent Mater* 2008; 24(1): 90-101.
- Briso AL, Mestreneer SR, Delício G, Sundfeld RH, Bedran-Russo AK, de Alexandre RS, Ambrosano GM** Clinical assessment of postoperative sensitivity in posterior composite restorations *Oper Dent* 2007; 32(5): 421-426.
- Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A** Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth *Clin Oral Investig* 2003; 7(2): 63-70.
- Bryant RW, Hodge KL** A clinical evaluation of posterior composite resin restorations *Aust Dent J* 1994; 39(2): 77-81.
- Buonocore MG** A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces *J Dent Res* 1955; 34(6): 849-853.
- Burke FJ, Cheung SW, Mjor IA, Wilson NH** Restoration longevity and analysis of reasons for the placement and replacement of restorations provided by vocational dental practitioners and their trainers in the United Kingdom *Quintessence Int* 1999; 30(4): 234-242.
- Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ** Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2008; 16(4): 158-165.
- Burke FJ, Crisp RJ, James A, Mackenzie L, Pal A, Sands P, Thompson O, Palin WM** Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices *Dent Mater* 2011; 27(7): 622-630.
- Cabrera E, Macorra JC** Microtensile bond strength distributions of three composite materials with different polymerization shrinkages bonded to dentin *J Adhes Dent* 2011; 13(1): 39-48.
- Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, Biasotto M, Contardo L, Breschi L** Degree of conversion and permeability of dental adhesives *Eur J Oral Sci* 2005; 113(6): 525-530.

Cadenaro M, Marchesi G, Antonioli F, Davidson C, De Stefano Dorigo E, Breschi L Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction *Dent Mater* 2009; 25(5): 649-654.

Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR, Cardoso PE Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations *J Dent* 2004; 32(5): 407-412.

Cardoso PE, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M Adhesion testing with the microtensile method: effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements *J Adhes Dent* 2002; 4(4): 291-297.

Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, Van Meerbeek B Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry *Aust Dent J* 2011; 56(Suppl. 1): 31-44.

Carrilho MR, Tay FR, Pashley DH, Tjäderhane L, Carvalho RM Mechanical stability of resin-dentin bond components *Dent Mater* 2005; 21(3): 232-241.

Carrilho MR, Carvalho RM, de Goes MF, di Hipólito V, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH, Tjäderhane L Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro *J Dent Res* 2007; 86(1): 90-94.

Carrilho MR, Geraldeli S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjäderhane L, Reis AF, Hebling J, Mazzoni A, Breschi L, Pashley D In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine *J Dent Res* 2007; 86(6): 529-533.

Carvalho RM, Yoshiyama M, Brewer PD, Pashley DH Dimensional changes of demineralized human dentine during preparation for scanning electron microscopy *Arch Oral Biol* 1996; 41(4): 379-386.

Carvalho RM, Santiago SL, Fernandes CA, Suh BI, Pashley DH Effects of prism orientation on tensile strength of enamel *J Adhes Dent* 2000; 2(4): 251-257.

Carvalho RM, Mendonça JS, Santiago SL, Silveira RR, Garcia FC, Tay FR, Pashley DH Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin *J Dent Res* 2003; 82(8): 597-601.

Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives *Biomaterials* 2005; 26(9): 1035-1042.

Carvalho RM, Manso AP, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations *Dent Mater* 2012; 28(1):72-86.

Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments *Oper Dent* 2009; 34(3): 280-287.

Cenci M, Demarco F, de Carvalho R Class II composite resin restorations with two polymerization techniques: relationship between microtensile bond strength and marginal leakage *J Dent* 2005; 33(7):603-610.

Charton C, Falk V, Marchal P, Pla F, Colon P Influence of T_g, viscosity and chemical structure of monomers on shrinkage stress in light-cured dimethacrylate-based dental resins *Dent Mater* 2007; 23(11): 1447-1459.

Choi KK, Condon JR, Ferracane JL The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite *J Dent Res* 2000; 79(3): 812-817.

Chuang SF, Chang CH, Chen TY Spatially resolved assessments of composite shrinkage in MOD restorations using a digital-image-correlation technique *Dent Mater* 2011; 27(2): 134-143.

Cramer NB, Couch CL, Schreck KM, Boulden JE, Wydra R, Stansbury JW, Bowman CN Properties of methacrylate-thiol-ene formulations as dental restorative materials *Dent Mater* 2010; 26(8): 799-806.

Cvar J, Ryge G Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. San Francisco: US Government Printing Office; 1971. USPHS Publ. No. 790-240.

Da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguércio AD, Demarco FF A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings *J Dent* 2006; 34(7): 427-435.

Da Rosa Rodolpho PA, Donassollo TA, Cenci MS, Loguercio AD, Moraes RR, Bronkhorst EM, Opdam NJ, Demarco FF 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics *Dent Mater* 2011; 27(10): 955-963.

Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress *J Dent Res* 1984; 63(12): 1396-1399.

Davidson CL, de Gee AJ Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites *J Dent Res* 1984; 63(2): 146-148.

Davis W Histología y embriología bucal. Ed. Interamericana-McGraw-Hill, 1988, México.

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ Finite element analysis model to simulate the behavior of luting cements during setting *Dent Mater* 2005; 21(11): 1025-1032.

De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, Lambrechts P, Vanherle G Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin *Am J Dent* 2003; 16(6): 414-420.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results *J Dent Res* 2005a; 84(2): 118-132.

De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin *Oper Dent* 2005b; 30(1): 39-49.

De Munck J, Braem M, Wevers M, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B Micro-rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces *Biomaterials* 2005c; 26(10): 1145-1153.

De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling *Dent Mater* 2005d; 21(11): 999-1007.

De Munck J, Shirai K, Yoshida Y, Inoue S, Van Landuyt K, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B Effect of water storage on the bonding effectiveness of 6 adhesives to Class I cavity dentin *Oper Dent* 2006; 31(4): 456-465.

De Munck J, Ermis RB, Koshiro K, Inoue S, Ikeda T, Sano H, Van Landuyt KL, Van Meerbeek B NaOCl degradation of a HEMA-free all-in-one adhesive bonded to enamel and dentin following two air-blowing techniques *J Dent* 2007; 35(1): 74-83.

De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Peumans M, Van Meerbeek B Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding *J Dent Res* 2012; 91(4): 351-357.

DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test *Dent Mater* 1995; 11(2): 126-131.

Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials *Dent Mater* 2012; 28(1): 87-101.

Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited *Dent Mater* 2006; 22(4): 359-365.

Dijkman GE, de Vries J, Arends J Secondary caries in dentine around composites: a wavelength-independent microradiographical study *Caries Res* 1994; 28(2): 87-93.

Duarte S Jr, Phark JH, Varjão FM, Sadan A Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging *Dent Mater* 2009a; 25(5): 589-600.

Duarte S Jr, Botta AC, Phark JH, Sadan A Selected mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restoration *Quintessence Int* 2009b; 40(8): 631-638.

Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, Kilway KV, Giese GJ, Glaros AG, Pinzino CS Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer *Dent Mater* 2007; 23(8): 1011-1017.

El Zohairy AA, Saber MH, Abdalla AI, Feilzer AJ Efficacy of microtensile versus microshear bond testing for evaluation of bond strength of dental adhesive systems to enamel *Dent Mater* 2010; 26(9): 848-854.

El-Sahn NA, El-Kassas DW, El-Damanhoury HM, Fahmy OM, Gomaa H, Platt JA Effect of C-factor on microtensile bond strengths of low-shrinkage composites *Oper Dent* 2011; 36(3): 281-292.

Eliades G, Palaghias G, Vougiouklakis G Effect of acidic conditioners on dentin morphology, molecular composition and collagen conformation in situ *Dent Mater* 1997; 13(1): 24-33.

Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G Heterogeneous distribution of single-bottle adhesive monomers in the resin-dentin interdiffusion zone *Dent Mater* 2001; 17(4): 277-283.

Erickson RL, De Gee AJ, Feilzer AJ Fatigue testing of enamel bonds with self-etch and total-etch adhesive systems *Dent Mater* 2006; 22(11): 981-987.

Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel *Dent Mater* 2009; 25(10): 1187-1194.

Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems *Dent Mater* 2009; 25(11): 1459-1467.

Ermis RB, Temel UB, Cellik EU, Kam O Clinical performance of a two-step self-etch adhesive with additional enamel etching in Class III cavities *Oper Dent* 2010; 35(2): 147-155.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration *J Dent Res* 1987; 66(11): 1636-1639.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations *Dent Mater* 1990; 6(3): 167-171.

Feng L, Suh BI, Shortall AC Formation of gaps at the filler-resin interface induced by polymerization contraction stress: Gaps at the interface *Dent Mater* 2010; 26(8): 719-729.

Ferracane JL Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization *Dent Mater* 2005; 21(1) 36-42.

Ferracane JL Resin composite-state of the art *Dent Mater* 2011; 27(1): 29-38.

Ferracane JL, Berge HX, Condon JR In vitro aging of dental composites in water--effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling *J Biomed Mater Res* 1998; 42(3): 465-472.

Finger WJ, Balkenhol M Practitioner variability effects on dentin bonding with an acetone-based one-bottle adhesive *J Adhes Dent* 1999; 1(4): 311-314.

Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation *Oper Dent* 2000; 25(4): 324-330.

Frankenberger R, Krämer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM Marginal integrity: Is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent* 2007; 9 (Supplement 1): 107-116.

Fron H, Vergnes JN, Moussally C, Cazier S, Simon AL, Chieze JB, Savard G, Tirlet G, Attal JP Effectiveness of a new one-step self-etch adhesive in the restoration of non-cariou cervical lesions: 2-year results of a randomized controlled practice-based study *Dent Mater* 2011; 27(3): 304-312.

- Fukuda R, Yoshida Y, Nakayama Y, Okazaki M, Inoue S, Sano H, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B** Bonding efficacy of polyalkenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin *Biomaterials* 2003; 24(11): 1861-1867.
- Furuse AY, Gordon K, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC** Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging *J Dent* 2008; 36(11): 945-952.
- Gaengler P, Hoyer I, Montag R** Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report *J Adhes Dent* 2001; 3(2): 185-194.
- Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P** Micromorphological evaluation of posterior composite restorations - a 10-year report *J Oral Rehabil* 2004; 31(10): 991-1000.
- Gaintantzopoulou M, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G** A study on colour stability of self-etching and etch-and-rinse adhesives *J Dent* 2009; 37(5): 390-396.
- Gale MS, Darvell BW** Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations *J Dent* 1999; 27(2): 89-99.
- Gamborgi GP, Loguercio AD, Reis A** Influence of enamel border and regional variability on durability of resin-dentin bonds *J Dent* 2007; 35(5): 371-376.
- Gardner A, Hobson R** Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120(1): 64-67.
- Ghassemieh E** Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries *Dent Mater* 2008; 24(4): 536-547.
- Giachetti L, Bertini F, Bambi C, Scaminaci Russo D** A rational use of dental materials in posterior direct resin restorations in order to control polymerization shrinkage stress *Minerva Stomatol* 2007; 53(3): 129-138.
- Giachetti L, Russo D, Bambi C, Nieri M, Bertini F** Influence of operator skill on microleakage of total-etch and self-etch bonding systems *J Dent* 2008; 36(1): 49-53.
- Giannini M, Arrais CAG, Vermelho PM, Reis RS, Santos LPS, Leite ER** Effects of the solvent evaporation technique on the degree of conversion of one-bottle adhesive systems *Oper Dent* 2008; 33(2): 149-154.
- Gilpatrick RO, Ross JA, Simonsen RJ** Resin-to-enamel bond strengths with various etching times *Quintessence Int* 1991; 22(1): 47-49.
- Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz A** *Histología y Embriología bucodental* Ed. Panamericana, Madrid, 1999.
- Gonçalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR** Contraction stress determinants in dimethacrylate composites *J Dent Res* 2008; 87(4): 367-371.

Gonçalves F, Pfeifer CC, Stansbury JW, Newman SM, Braga RR Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites *Dent Mater* 2010; 26(7): 697-703.

Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR Contraction stress related to composite inorganic content *Dent Mater* 2010; 26(7): 704-709.

González López S, Sanz Chinesta MV, Ceballos García L, de Haro Gasquet F, González Rodríguez MP Influence of cavity type and size of composite restorations on cuspal flexure *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11(6): 536-540.

Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths *Dent Mater* 2004; 20(7): 643-654.

Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin *J Adhes Dent* 2004; 6(4): 313-318.

Grégoire G, Ahmed Y Evaluation of the enamel etching capacity of six contemporary self-etching adhesives *J Dent* 2007; 35(5): 388-397.

Grossman ES, Matejka JM Histological features of artificial secondary caries adjacent to amalgam restorations *J Oral Rehabil* 1999; 26(9): 737-744.

Guéders AM, Charpentier JF, Albert AI, Geerts SO Microleakage after thermocycling of 4 etch and rinse and 3 self-etch adhesives with and without a flowable composite lining *Oper Dent* 2006; 31(4):450-455.

Guzman-Armstrong S, Armstrong SR, Qian F Relationship between nanoleakage and microtensile bond strength at the resin-dentin interface *Oper Dent* 2003; 28(1): 60-66.

Gwinnett AJ, Kanca JA 3rd Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength *Am J Dent* 1992; 5(2): 73-77.

Hannig M, Friedrichs C Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability *Oper Dent* 2001; 26(1): 3-11.

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years *J Dent Res* 2000; 79(6): 1385-1391.

Hashimoto M, Tay FR, Ohno H, Sano H, Kaga M, Yiu C, Kumagai H, Kudou Y, Kubota M, Oguchi H SEM and TEM analysis of water degradation of human dentinal collagen *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003a; 66(1): 287-298.

Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy *Biomaterials* 2003; 24(21): 3795-3803.

Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, Pashley DH Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding *J Dent Res* 2004; 83(11): 843-848.

He LH, Swain M Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and composition characteristics *J Mech Behav Biomed Mater* 2008; 1(1): 18-29.

He Z, Shimada Y, Tagami J The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities *Dent Mater* 2007; 23(5) 533-538.

Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L, Tay FR Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo *J Dent Res* 2005; 84(8): 741-746.

Heintze SD Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome *J Adhes Dent* 2007; 9 Suppl 1: 77-106.

Heintze SD, Forjanic M, Rousson V Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro *Dent Mater* 2006; 22(2): 146-165.

Heintze SD, Thunpithayakul C, Armstrong SR, Rousson V Correlation between microtensile bond strength data and clinical outcome of Class V restorations *Dent Mater* 2011; 27(2): 114-125.

Heintze SD, Rousson V Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis *J Adhes Dent* 2012; 14(5): 407-431.

Hickel R, Manhart J Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure *J Adhes Dent* 2001; 3(1): 45-64.

Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjör IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas M, Vanherle G Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials *Clin Oral Investig* 2007; 11(1): 5-33.

Hiraishi N, Nishiyama N, Ikemura K, Yau JY, King NM, Tagami J, Pashley DH, Tay FR Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin *J Dent Res* 2005; 84(7): 653-658.

Holland GR The odontoblast process: form and function *J Dent Res* 1985; 64 (Spec No): 449-514.

Hotta K, Mogi M, Miura F, Nakabayashi N Effect of 4-MET on bond strength and penetration of monomers into enamel *Dent Mater* 1992; 8(3): 173-175.

Hotta M, Kondoh K, Kamemizu H Effect of primers on bonding agent polymerization *J Oral Rehab* 1998; 25(10): 792-799.

Hürmüzlü F, Ozdemir AK, Hubbezoglu I, Coskun A, Siso SH Bond strength of adhesives to dentin involving total and self-etch adhesives *Quintessence Int* 2007; 38(4): 206-212.

Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, Lambrechts P, Van Meerbeek B Effect of evaporation of primer components on ultimate tensile strengths of primer-adhesive mixture *Dent Mater* 2005; 21(11): 1051-1058.

Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage *Dent Mater* 2006; 22(7): 593-601.

Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R Low-shrinkage composite for dental application *Dent Mater J* 2007; 26(2): 149-155.

Inoue S, Van Meerbeek B, Vargas M, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G Adhesion mechanism of self-etching adhesives *Advanced adhesive dentistry* Ed. Tagami J, Toledano M, Prati C. Cirimido, Italia, 2000; 131-148.

Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive *Dent Mater* 2001; 17(5): 445-455.

Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel *Am J Dent* 2003; 16(5): 329-334.

Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, Sano H, Van Meerbeek B Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin *J Dent Res* 2005; 84(12): 1160-1164.

International Organization for Standardization ISO/TR 11405:1994 (E) Dental materials—Guidance on testing adhesion to tooth structure OMS, Ginebra, Suiza.

International Organization for Standardization ISO/TS 11405:2003 Dental materials—testing of adhesion to tooth structure OMS, Ginebra, Suiza.

Jaffer F, Finer Y, Santerre JP Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases *Biomaterials* 2002; 23(7): 1707-1719.

Jones CS, Billington RW, Pearson GJ The in vivo perception of roughness of restorations *Br Dent J* 2004; 196(1): 42-45.

Kanca J 3rd Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin *Quintessence Int* 1992; 23(1): 39-41.

Kenshima S, Francci C, Reis A, Loguercio AD, Filho LE Conditioning effect on dentin, resin tags and hybrid layer of different acidity self-etch adhesives applied to thick and thin smear layer *J Dent* 2006; 34(10): 775-783.

Kern M, Barloi A, Yang B Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding *J Dent Res* 2009; 88(9): 817-822.

Kidd EA Microleakage in relation to amalgam and composite restorations. A laboratory study *Br Dent J* 1976; 141(10): 305-310.

Kopperud SE, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I Longevity of posterior dental restorations and reasons for failure *Eur J Oral Sci* 2012; 120(6): 539-548.

- Korkmaz Y, Gurgan S, Firat E, Nathanson D** Effect of adhesives and thermocycling on the shear bond strength of a nano-composite to coronal and root dentin *Oper Dent* 2010; 35(5): 522-529.
- Koshiro K, Inoue S, Sano H, De Munck J, Van Meerbeek B** In vivo degradation of resin-dentin bonds produced by a self-etch and an etch-and-rinse adhesive *Eur J Oral Sci* 2005; 113(4): 341-348.
- Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH** Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel-human vs. bovine primary teeth in vitro *Dent Mater* 2008; 24(7): 888-894.
- Kubo S, Kawasaki K, Yokota H, Hayashi Y** Five year clinical evaluation of two adhesive systems in non-carious cervical lesions *J Dent* 2006; 34(2): 97-105.
- Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G** Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives *Dent Mater* 1999; 15(2): 128-137.
- LeGeros RZ** Chemical and crystallographic events in the caries process *J Dent Res* 1990; 69 (Spec No): 567-574.
- Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J** Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence *J Dent Res* 2001; 80(7): 1605-1614.
- Li J, Li H, Fok AS, Watts DC** Multiple correlations of material parameters of light-cured dental composites *Dent Mater* 2009; 25(7): 829-836.
- Lien W, Vandewalle KS** Physical properties of a new silorane-based restorative system *Dent Mater* 2010; 26(4): 337-344.
- Liu Y, Tjaderhane L, Breschi L, Mazzoni A, Li N, Mao J, Pashley DH, Tay FR** Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation *J Dent Res* 2011; 90(8): 953-968.
- Loguercio AD, Barroso LP, Grande RH, Reis AJ** Comparison of intra- and intertooth resin-dentin bond strength variability *J Adhes Dent* 2005; 7(2): 151-158.
- Loguercio AD, Reis A, Hernandez PA, Macedo RP, Busato AL** 3-Year clinical evaluation of posterior packable composite resin restorations *J Oral Rehabil* 2006; 33(2): 144-151.
- Loguercio AD, Moura SK, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Patzlaff RT, Grande RH, Reis A** Durability of enamel bonding using two-step self-etch systems on ground and unground enamel *Oper Dent* 2008; 33(1): 79-88.
- Lu H, Carioscia JA, Stansbury JW, Bowman CN** Investigations of step-growth thiol-ene polymerizations for novel dental restoratives *Dent Mater* 2005; 21(12): 1129-1136.
- Lühns AK, Guhr S, Schilke R, Borchers L, Geurtsen W, Günay H** Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching *Oper Dent* 2008; 33(2): 155-162.

- Maciel KT, Carvalho RM, Ringle RD, Preston CD, Russell CM, Pashley DH** The effects of acetone, ethanol, HEMA, air on the stiffness of human decalcified dentin matrix *J Dent Res* 1996; 75(11): 1851-1858.
- Mader CL, Baumgartner JC, Peters DD** Scanning electron microscopic investigation of the smeared layer on root canal walls *J Endod* 1984; 10(10): 477-483.
- Magne P, Oganessian T** CT scan-based finite element analysis of premolar cuspal deflection following operative procedures *Int J Periodontics Restorative Dent* 2009; 29(4): 361-369.
- Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R** Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition *Oper Dent* 2004; 29(5): 481-508.
- Margvelashvili M, Goracci C, Beloica M, Papacchini F, Ferrari M** In vitro evaluation of bonding effectiveness to dentin of all-in-one adhesives *J Dent* 2010; 38 (2): 106-112.
- Marshall GW** Dentin: Microstructure and characterization *Quintessence Int* 1993; 24(9): 606-617.
- Marshall GW Jr, Marshall S, Kinney J, Balooch M** The dentin substrate: structure and properties related to bonding *J Dent* 1997; 25(6): 441-458.
- Martin-De Las Heras S, Valenzuela A, Overall CM** The matrix metalloproteinase gelatinase A in human dentine *Arch Oral Biol* 2000; 45(9): 757-765.
- Mazzoni A, Pashley DH, Tay FR, Gobbi P, Orsini G, Ruggeri A Jr, Carrilho M, Tjäderhane L, Di Lenarda R, Breschi L** Immunohistochemical identification of MMP-2 and MMP-9 in human dentin: correlative FEI-SEM/TEM analysis *J Biomed Mater Res A* 2009; 88(3): 697-703.
- Mazzoni A, Carrilho M, Papa V, Tjäderhane L, Gobbi P, Nucci C, Di Lenarda R, Mazzotti G, Tay FR, Pashley DH, Breschi L** MMP-2 assay within the hybrid layer created by a two-step etch-and-rinse adhesive: biochemical and immunohistochemical analysis *J Dent* 2011; 39(7): 470-477.
- Mazzoni A, Scaffa P, Carrilho M, Tjäderhane L, Di Lenarda R, Polimeni A, Tezvergil-Mutluay A, Tay FR, Pashley DH, Breschi L** Effects of etch-and-rinse and self-etch adhesives on dentin MMP-2 and MMP-9 *J Dent Res* 2013; 92(1): 82-86.
- McCabe JF** Anderson Materiales de aplicación dental Ed. Salvat, Barcelona, 1988.
- Meira JB, Souza RM, Driemeier L, Ballester RY** Stress concentration in microtensile tests using uniform material *J Adhes Dent* 2004; 6(4): 267-273.
- Mesquita RV, Axmann D, Geis-Gerstorfer J** Dynamic visco-elastic properties of dental composite resins *Dent Mater* 2006; 22(3): 258-267.
- Miguel A, de la Macorra JC** A predictive formula of the contraction stress in restorative and luting materials attending to free and adhered surfaces, volume and deformation *Dent Mater* 2001; 17(3): 241-246.

Miguez PA, Castro PS, Nunes MF, Walter R, Pereira PN Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems *J Adhes Dent* 2003; 5(2): 107-112.

Miletic V, Santini A, Trkulja I Quantification of monomer elution and carbon-carbon double bonds in dental adhesive systems using HPLC and micro-Raman spectroscopy *J Dent* 2009 ; 37(3): 177-184.

Mine A, De Munck J, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B Bonding effectiveness of two contemporary self-etch adhesives to enamel and dentin *J Dent* 2009; 37(11): 872-883.

Mine A, De Munck J, Van Ende A, Cardoso MV, Kuboki T, Yoshida Y, Van Meerbeek B TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin *Dent Mater* 2010; 26(6): 524-532.

Mirmohammadi H, Aboushelib MN, Salameh Z, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ Influence of enzymatic and chemical degradation on zirconia resin bond strength after different surface treatments *Am J Dent* 2010; 23(6): 327-330.

Mjor IA Clinical diagnosis of recurrent caries *J Am Dent Assoc* 2005; 136(10): 1426–1433.

Mjör IA, Pindborg JJ Histología del diente humano Ed. Lábor, Barcelona, 1974.

Mjor IA, Toffenetti F Secondary caries: a literature review with case reports *Quintessence Int* 2000; 31(3): 165–179.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates *J Biomed Mater Res* 1982; 16(3): 265-273.

Nakabayashi N, Takarada K Effect of HEMA on bonding to dentin *Dent Mater* 1992; 8(2): 125-130.

Nakabayashi N, Pashley DH Hybridization of dental hard tissue Ed. Quintessence, Tokyo, 1998.

Nakajima M, Okuda M, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH Dimensional changes and ultimate tensile strengths of wet decalcified dentin applied with one-bottle adhesives *Dent Mater* 2002; 18(8): 603-608.

Namgung C, Rho Y, Jin B, Lim B, Cho B A retrospective clinical study of cervical restorations: longevity and failure-prognostic variables *Oper Dent* 2012; 5 Epub ahead of print.

Nayif MM, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J Bond strength and ultimate tensile strength of resin composite filled into dentine cavity; effect of bulk and incremental filling technique *J Dent* 2008; 36(3): 228-234.

Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin *Dent Mater* 2002; 18(3): 269-275.

Nishitani Y, Yoshiyama M, Wadgaonkar B, Breschi L, Mannello F, Mazzoni A, Carvalho RM, Tjäderhane L, Tay FR, Pashley DH Activation of gelatinolytic/collagenolytic activity in dentin by self-etching adhesives *Eur J Oral Sci* 2006; 114(2): 160-166.

Nunes TG, Ceballos L, Osorio R, Toledano M Spatially resolved photopolymerization kinetics and oxygen inhibition in dental adhesives *Biomaterials* 2005; 26(14): 1809–1817.

Ohhashi M, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S Effects of polyvalent alcohol solutions as dentine primers *J Dent* 1997; 25(2): 161-166.

Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW Jr The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system *Dent Mater* 2003; 19(8): 758-767.

Oliveira LC, Duarte S Jr, Araujo CA, Abrahão A Effect of low-elastic modulus liner and base as stress-absorbing layer in composite resin restorations *Dent Mater* 2010; 26(3): 159-169.

Opdam NJ, Loomans BA, Roeters FJ, Bronkhorst EM Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students *J Dent* 2004; 32(5): 379-383.

Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations *Dent Mater* 2007; 23(1): 2–8.

Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC 12-year survival of composite vs. amalgam restorations *J Dent Res* 2010; 89(10): 1063–1067.

Osorio R, Ceballos L, Tay F, Cabrerizo-Vilchez MA, Toledano M Effect of sodium hypochlorite on dentin bonding with a polyalkenoic acid-containing adhesive system *J Biomed Mater Res* 2002; 60(2): 316-324.

Osorio R, Pisani-Proenca J, Erhardt MC, Osorio E, Aguilera FS, Tay FR, Toledano M Resistance of ten contemporary adhesives to resin-dentine bond degradation *J Dent* 2008; 36(2): 163-169.

Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FJ, Randall RC In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites *Dent Mater* 2005; 21(4): 324-335.

Pallesen U, Qvist V Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation *Clin Oral Investig* 2003; 7(2): 71-79.

Papadogiannis D, Kakaboura A, Palaghias G, Eliades G Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites *Dent Mater* 2009; 25(12): 1509-1516.

Papagiannoulis L, Kakaboura A, Eliades G In vivo vs in vitro anticariogenic behavior of glass-ionomer and resin composite restorative materials *Dent Mater* 2002; 18(8): 561-569.

Pashley EL, Zhang Y, Lockwood PE, Rueggeberg FA, Pashley DH Effects of HEMA on water evaporation from water–HEMA mixtures *Dent Mater* 1998; 14(1): 6-10.

Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA Scanning electron microscopy of the substructure of the smear layers in human dentine *Arch Oral Biol* 1988; 33(4): 265-270.

Pashley DH Dentin: a dynamic substrate - a review *Scan Micros* 1989; 3(1): 161-176.

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA Permeability of dentin to adhesive agents *Quintessence Int* 1993; 24(9): 618-631.

Pashley DH, Carvalho RM Dentine permeability and dentine adhesion *J Dent* 1997; 25(5): 355-372.

Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F The microtensile bond test: a review *J Adhes Dent* 1999; 1(4): 299-309.

Pashley DH, Tay FR Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel *Dent Mater* 2001; 17(5): 430-444.

Pashley DH, Carvalho RM, Tay FR, Agee KA, Lee KW Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents *Am J Dent* 2002; 15(2): 97-102.

Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, Ito S Collagen degradation by host-derived enzymes during aging *J Dent Res* 2004; 83(3): 216-221.

Pashley DH, Tay FR, Imazato S How to increase the durability of resin-dentin bonds *Compend Contin Educ Dent* 2011; 32(7): 60-64.

Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A State of the art etch-and-rinse adhesives *Dent Mater* 2011; 27(1): 1-16.

Perdigão J, Swift EJ Jr, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates *J Dent Res* 1994; 73(1): 44-55.

Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yücel T, Vanherle G The interaction of adhesive systems with human dentin *Am J Dent* 1996; 9(4): 167-173.

Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L New trends in dentin-enamel adhesion *Am J Dent* 2000; 13 (Spec No): 25-30.

Perdigão J, Ritter AV Adesão aos tecidos dentários Odontologia Restauradora – Fundamentos e possibilidades Baratieri LN Ed. Livraria Santos Editora, São Paulo, 2001.

Perdigão J, Carmo AR, Geraldeli S, Dutra HR, Masuda MS Six-month clinical evaluation of two dentin adhesives applied on dry vs moist dentin *J Adhes Dent* 2001; 3(4): 343-352.

Perdigão J, Geraldeli S, Hodges JS Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity *J Am Dent Assoc* 2003; 134(12): 1621-1629.

Perdigão J, Geraldeli S Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel *J Esthet Restor Dent* 2003; 15(1): 32-41.

- Perdigão J, Gomes G, Gondo R, Fundingsland JW** In vitro bonding performance of all-in-one adhesives Part I--microtensile bond strengths *J Adhes Dent* 2006; 8(6): 367-373.
- Perdigão J** New developments in dental adhesion *Dent Clin North Am* 2007; 51(2): 333-357.
- Perdigão J, Lopes MM, Gomes G** In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II-ultramorphological evaluation *Oper Dent* 2008; 33(5): 534-549.
- Perdigão J, Gomes G** A clinical case with Adper Scotchbond SE self-etch adhesive *Dent Today* 2008; 27(9): 42.
- Perdigão J, Monteiro P, Gomes G** In vitro enamel sealing of self-etch adhesives *Quintessence Int* 2009; 40(3): 225-233.
- Perdigão J, Dutra-Correa M, Anauate-Netto C, Castilhos N, Carmo APR, Lewgoy HR, Amore R, Cordeiro HJ** Two-year clinical evaluation of self-etch adhesives in posterior restorations *J Adhes Dent* 2009; 11(2): 149-159.
- Perdigão J** Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment *Dent Mater* 2010; 26(2): 24-37.
- Perdigão J, Dutra-Corrêa M, Saraceni CH, Ciaramicoli MT, Kiyan VH, Queiroz CS** Randomized clinical trial of four adhesion strategies: 18-month results *Oper Dent* 2012; 37(1): 3-11.
- Pereira PN, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J** Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength *Dent Mater* 1999; 15(1): 46-53.
- Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alván LI, Pulgar R, Paravina RD** Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites *J Dent* 2010; 38 Suppl 2: 110-116.
- Petrovic LM, Atanackovic TM** A model for shrinkage strain in photo polymerization of dental composites *Dent Mater* 2008; 24(4): 556-560.
- Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B** Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials *Dent Mater* 2005; 21(9): 864-881.
- Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B** Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching *Dent Mater* 2010; 26(12): 1176-1184.
- Peutzfeldt A** Resin composites in dentistry: the monomer systems *Eur J Oral Sci* 1997; 105(2): 97-116.
- Pfeifer CS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Braga RR** Factors affecting photopolymerization stress in dental composites *J Dent Res* 2008; 87(11): 1043-1047.
- Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ** Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin *Dent Mater* 1998; 14(2): 120-128.

Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis *Dent Mater* 2007; 23(9): 1086-1092.

Platt JA, Almeida J, Gonzalez-Cabezas C, Rhodes B, Moore BK The effect of double adhesive application on the shear bond strength to dentin of compomers using three one-bottle adhesive systems *Oper Dent* 2001; 26(3): 313-317.

Pradelle-Plasse N, Colon P, Wenger F, Picard B Quantitative evaluation of self-etching primer action on dentin permeability: a correlation between impedance measurements and acidity *Am J Dent* 2004; 17(2): 131-136.

Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins *Dent Mater* 2003; 19(1): 12-18.

Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth *J Adhes Dent* 2004; 6(2): 117-121.

Retief DH, Busscher HJ, de Boer P, Jangebloed WL, Arends J A laboratory evaluation of three etching solutions *Dent Mater* 1986; 2(5): 202-206.

Rezwani-Kaminski T, Kamann W, Gaengler P Secondary caries susceptibility of teeth with long-term performing composite restorations *J Oral Rehabil* 2002; 29(12): 1131-1138.

Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RH, Hilgert LA, Baratieri LN, Loguercio AD, Reis A Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel *J Adhes Dent* 2007; 9(6): 537-545.

Ryge G, Snyder M Evaluating the clinical quality of restorations *J Am Dent Assoc* 1973; 87(2): 369-377.

Saboia VP, Silva FC, Nato F, Mazzoni A, Cadenaro M, Mazzotti G, Giannini M, Breschi L Analysis of differential artificial ageing of the adhesive interface produced by a two-step etch-and-rinse adhesive *Eur J Oral Sci* 2009; 117(5): 618-624.

Sadek FT, Monticelli F, Muench A, Ferrari M, Cardoso PE A novel method to obtain microtensile specimens minimizing cut flaws *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006; 78(1): 7-14.

Sadr A, Shimada Y, Tagami J Effects of solvent drying time on micro-shear bond strength and mechanical properties of two self-etching adhesive systems *Dent Mater* 2007; 23(9): 1114-1119.

Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems *J Adhes Dent* 2005; 7(2): 107-116.

Salz U, Mücke A, Zimmermann J, Tay FR, Pashley DH pKa value and buffering capacity of acidic monomers commonly used in self-etching primers *J Adhes Dent* 2006; 8(3): 143-150.

Salz U, Bock T Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review *J Adhes Dent* 2010; 12(5): 343-371.

Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer *Oper Dent* 1994a; 19(2): 59-64.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – Evaluation of a micro-tensile bond test *Dent Mater* 1994b; 10(4): 236-240.

Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo *J Dent Res* 1999; 78(4): 906-911.

Santerre JP, Shajii L, Leung BW Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products *Crit Rev Oral Biol Med* 2001; 12(2): 136-151.

Santini A, Miletic V Comparison of the hybrid layer formed by Silorane adhesive, one-step self-etch and etch and rinse systems using confocal micro-Raman spectroscopy and SEM *J Dent* 2008; 36(9): 683-691.

Sarr M, Kane AW, Vreven J, Mine A, Van Landuyt KL, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B, De Munck J Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin *Oper Dent* 2010; 35(6): 94-104.

Sarrett DC Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations *Dent Mater* 2005; 21(1): 9-20.

Satterthwaite JD, Vogel K, Watts DC Effect of resin-composite filler particle size and shape on shrinkage-strain *Dent Mater* 2009; 25(12): 1612-1615.

Sauro S, Pashley DH, Mannocci F, Tay FR, Pilecki P, Sherriff M, Watson T Micropermeability of current self-etching and etch-and-rinse adhesives bonded to dentine: a comparison study using a double-staining/confocal microscopy technique *Eur J Oral Sci* 2008; 116(2): 184-193.

Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review *Dent Mater* 2010; 26(2):78-93.

Schmidt M, Kirkevang LL, Hørsted-Bindslev P, Poulsen S Marginal adaptation of a low-shrinkage silorane-based composite: 1-Year randomized clinical trial *Clin Oral Investig* 2011; 15(2): 291-295.

Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: A review *J Dent Biomechanics* 2010; pii: 131630 Epub 2009 Sep 30.

Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin *Dent Mater* 2005; 21(2): 110-124.

Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM, Pashley DH Durability of resin-dentin bonds *J Adhes Dent* 1999a; 1(3): 211-218.

Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH Regional measurement of resin-dentin bonding as an array *J Dent Res* 1999b; 78(2): 699-705.

Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy *Caries Res* 1975; 9(5): 373-387.

Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ Oral fluid contamination of etched enamel surfaces: an SEM study *J Am Dent Assoc* 1985; 110(3): 329-332.

Soares CJ, Soares PV, Santos-Filho PC, Armstrong SR Microtensile specimen attachment and shape--finite element analysis *J Dent Res* 2008; 87(1): 89-93.

Soncini JA, Maserejian NN, Trachtenberg F, Tavares M, Hayes C The longevity of amalgam versus compomer/composite restorations in posterior primary and permanent teeth: findings From the New England Children's Amalgam Trial *J Am Dent Assoc* 2007; 138(6): 763-72.

Spencer P, Wang Y, Katz JL Identification of collagen encapsulation at the dentin/adhesive interface *J Adhes Dent* 2004; 6(2): 91-95.

Spreafico D, Semeraro S, Mezzanica D, Re D, Gagliani M, Tanaka T, Sano H, Sidhu SK The effect of the air-blowing step on the technique sensitivity of four different adhesive systems *J Dent* 2006; 34(3): 237-244.

Stamatacos-Mercer C, Hottel TL The validity of reported tensile bond strength utilizing non-standardized specimen surface areas. An analysis of in vitro studies *Am J Dent* 2005; 18(2): 105-108.

Stanislawczuk R, Amaral RC, Zander-Grande C, Gagler D, Reis A, Loguercio AD Chlorhexidine-containing acid conditioner preserves the longevity of resin-dentin bonds *Oper Dent* 2009; 34(4): 481-490.

Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites *Dent Mater* 2005; 21(1): 56-67.

Stewardson D, Thornley P, Bigg T, Bromage C, Browne A, Cottam D, Dalby D, Gilmour J, Horton J, Roberts E, Westoby L, Dietrich T, Burke T The survival of Class V restorations in general dental practice. Part 1, baseline data *Br Dent J* 2010; 208(9): 1-5.

Sulkala M, Larmas M, Sorsa T, Salo T, Tjäderhane L The localization of matrix metalloproteinase-20 (MMP-20, enamelysin) in mature human teeth *J Dent Res* 2002; 81(9): 603-607.

Sulkala M, Tervahartiala T, Sorsa T, Larmas M, Salo T, Tjäderhane L Matrix metalloproteinase-8 (MMP-8) is the major collagenase in human dentin *Arch Oral Biol* 2007; 52(2): 121-127.

Swift EJ Jr, Cloe BC Shear bond strengths of new enamel etchants *Am J Dent* 1993; 6(3): 162-164.

Swift EJ Jr, Perdigão J, Heymann HO Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art *Quintessence Int* 1995; 26(2): 95-110.

Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH Tooth deformation patterns in molars after composite restoration *Dent Mater* 2004; 20(6): 535-542.

Tantbirojn D, Pfeifer CS, Braga RR, Versluis A Do low-shrink composites reduce polymerization shrinkage effects? *J Dent Res* 2011; 90(5): 596-601.

Tay FR, Gwinnett JA, Wei SHY Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives *Dent Mater* 1996; 12(4): 236-244.

Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers *J Dent Res* 1996; 75(4): 1034-1044.

Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure *J Dent* 1998; 26(2): 147-156.

Tay FR, Pashley DH Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers *Dent Mater* 2001; 17(4): 296-308.

Tay FR, Pashley DH Dental adhesives of the future *J Adhes Dent* 2002; 4(2): 91-103.

Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A Single-step adhesives are permeable membranes *J Dent* 2002; 30(7-8): 371-382.

Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives *J Dent Res* 2002; 81(7): 472-476.

Tay FR, Pashley DH Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 2003a; 69(11): 726-731.

Tay FR, Pashley DH Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives *Am J Dent* 2003b; 16(1): 6-12.

Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Hiraishi N, Yiu CK Water treeing in simplified dentin adhesives-- déjà vu? *Oper Dent* 2005; 30(5): 561-579.

Ten Cate AR *Histología Oral* Ed. Panamericana, Buenos Aires, 1986.

Thomas RZ, Ruben JL, ten Bosch JJ, Fidler V, Huysmans MC Approximal secondary caries lesion progression, a 20-week in situ study *Caries Res* 2007; 41(5): 399-405.

Toledano M, Osorio R, Perdigão J, Rosales JI, Thompson JY, Cabrerizo-Vílchez MA Effect of acid etching and collagen removal on dentin wettability and roughness *J Biomed Mater Res* 1999; 47(2): 198-203.

Totiam P, González-Cabezas C, Fontana MR, Zero DT A new in vitro model to study the relationship of gap size and secondary caries *Caries Res* 2007; 41(6): 467-473.

Türkün LS The clinical performance of one- and two-step self-etching adhesive systems at one year *J Am Dent Assoc* 2005; 136(5): 656-664.

Valentino TA, Borges GA, Borges LH, Platt JA, Correr-Sobrinho L Influence of glazed zirconia on dual-cure luting agent bond strength *Oper Dent* 2012; 37(2): 181-187.

van Dijken JW, Lindberg A Clinical effectiveness of a low-shrinkage resin composite: A five-year evaluation *J Adhes Dent* 2009; 11(2): 143-148.

van Dijken JW Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: A 12-year follow-up *J Dent* 2010; 38(6): 469-474.

Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? *Dent Mater* 2010; 26(3): 215-222.

Van Ende A, Mine A, De Munck J, Poitevin A, Van Meerbeek B Bonding of low-shrinking composites in high C-factor cavities *J Dent* 2012; 40(4):295-303.

Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives *J Dent Res* 2005; 84(2): 183-188.

Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching *J Dent* 2006; 34(1): 77-85.

Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives *Biomaterials* 2007a; 28(6): 3757-3785.

Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B Origin of interfacial droplets with one-step adhesives *J Dent Res* 2007b; 86(8): 739-744.

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G Morphological aspects of the resin-dentin inter-diffusion zone with different dentin adhesive systems *J Dent Res* 1992; 71(8): 1530-1540.

Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area *J Dent Res* 1993a; 72(10): 1434-1442.

Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G Evaluation of two dentin adhesives in cervical lesions *J Prosthet Dent* 1993b; 70(4): 308-314.

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, Robinson SJ A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin *J Dent Res* 1998; 77(1): 50-59.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G Buonosuore Memorial Lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges *Oper Dent* 2003; 28(3): 215-235.

Van Meerbeek B, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel *Dent Mater* 2005; 21(4): 375-383.

Van Meerbeek B The "myth" of nanoleakage *J Adhes Dent* 2007; 9(6): 491-492.

Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes *Dent Mater* 2010; 26(2): 100-121.

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL State of the art of self-etch adhesives *Dent Mater* 2011; 27(1): 17-28.

Van Nieuwenhuysen JP, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth *J Dent* 2003; 31(6): 395-405.

Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization *Biomaterials* 1996; 17(24): 2313-2318.

Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res* 1996; 75(3): 871-878.

Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res* 1997; 76(6): 1298-1307.

Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration *Dent Mater* 2004; 20(6): 554-564.

Visse R, Nagase H Matrix metalloproteinases and tissue inhibitors of metalloproteinases: structure, function, and biochemistry *Circ Res* 2003; 92(8): 827-839.

Vongsavan N, Matthews B Fluid flow through cat dentine in vivo *Arch Oral Biol* 1992; 37(3): 175-185.

Watanabe I, Nakabayashi N Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan *J Dent* 1994; 22(2): 67-72.

Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer *J Dent Res* 1994; 73(6): 1212-1220.

Watts DC Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks *Dent Mater* 2005; 21(1): 27-35.

Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R Siloranes in dental composites *Dent Mater* 2005; 21(1): 68-74.

- White SN, Luo W, Paine ML, Fong H, Sarikaya M, Snead ML** Biological organization of hydroxyapatite crystallites into a fibrous continuum toughens and controls anisotropy in human enamel *J Dent Res* 2001; 80(1): 321-326.
- Wilson MA, Cowan AJ, Randall RC, Crisp RJ, Wilson NH** A practice-based, randomized, controlled clinical trial of a new resin composite restorative: One year results *Oper Dent* 2002; 27(5): 423-429.
- Xu HH, Quinn JB, Smith DT, Giuseppetti AA, Eichmiller FC** Effects of different whiskers on the reinforcement of dental resin composites *Dent Mater* 2003; 19(5): 359-367.
- Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M** Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin *Dent Mater* 2006; 22(1): 45-56.
- Yazici AR, Celik C, Ozgünaltay G, Dayangaç B** Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues *Oper Dent* 2007; 32(2): 166-172.
- Yeşilyurt C, Bulucu B** Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test *J Contemp Dent Pract* 2006; 7(2): 26-36.
- Yip HK, Tay FR, Ngo HC, Smales RJ, Pashley DH** Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin *Dent Mater* 2001; 17(5): 456-470.
- Yiu CK, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carrilho MR, Tay FR** Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength *Biomaterials* 2004; 25(26): 5789-5796.
- Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, Wakasa K** Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces *J Dent Res* 2000; 79(2): 709-714.
- Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Yoshioka M, Snauwaert J, Abe Y, Lambrechts P, Vanherle G, Okazaki M** Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids *J Dent Res* 2001; 80(6): 1565-1569.
- Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B** Comparative study on adhesive performance of functional monomers *J Dent Res* 2004a; 83(6): 454-458.
- Yoshida E, Hashimoto M, Hori M, Kaga M, Sano H, Oguchi H** Deproteinizing effects on resin-tooth bond structures *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004b; 68(1): 29-35.
- Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH** Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength *J Dent Res* 1999; 78(4): 898-905.
- Yoshioka M, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Vanherle G, Nomura Y, Okazaki M, Shintani H, Van Meerbeek B** Adhesion/decalcification mechanisms of acid interactions with human hard tissues *J Biomed Mater Res* 2002; 59(1): 56-62.

Zhang Z, Huang C, Zheng T, Wang S, Cheng X Effects of residual water on microtensile bond strength of one-bottle dentin adhesive systems with different solvent bases *Chin Med J* 2005; 118(19): 1623-1628.

Zheng L, Pereira PN, Nakajima M, Sano H, Tagami J Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength *Oper Dent* 2001; 26(1): 97-104.



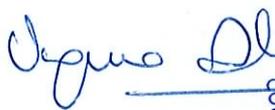


COPIA

El Comité de Ética de la Investigación de la Universidad Rey Juan Carlos de Madrid, en su reunión del día 19 de junio de 2008, a la vista de la documentación presentada por D^a LAURA CEBALLOS GARCÍA, Investigador Principal del proyecto de investigación "ESTUDIO CLÍNICO SOBRE LA LONGEVIDAD DE RESTAURACIONES DE DIENTES POSTERIORES CON UN NUEVO MATERIAL CON UNA MÍNIMA CONTRACCIÓN A LA POLIMERIZACIÓN" presentado sin convocatoria previa.

Acuerda **informar favorablemente** el proyecto de investigación mencionado, por cumplir con los requisitos éticos requeridos para su ejecución.

Y para que conste a los efectos oportunos se firma en Móstoles, a 20 de junio de 2008.




Fdo.: Virginia Álvarez Rodríguez
Secretaria del Comité de Ética de la
Investigación de la URJC

**CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LA INCLUSIÓN EN PROYECTO DE INVESTIGACIÓN:
"COMPORTAMIENTO CLÍNICO DE TRES SISTEMAS DE RESTAURACIÓN ACTUALES"**

Yo D./Dña. _____ (como
paciente), con DNI nº _____, y mayor de edad,

DECLARO que se me han explicado los siguientes aspectos:

- a) Las obturaciones será realizadas por el profesor D. Bruno Baracco Cabañes bajo las mismas condiciones en las que se realiza este tipo de tratamientos en la Clínica Universitaria de la Universidad Rey Juan Carlos, a los cuales ya concedí mi consentimiento en el documento pertinente.
- b) El objetivo del estudio es la comparación del comportamiento clínico a largo plazo de tres sistemas de restauración distintos. Todos ellos están actualmente comercializados, son de amplio uso clínico, lo que implica que están aceptados y regulados por las autoridades sanitarias competentes.
- c) Para formar parte de dicho estudio debo seguir las instrucciones que los doctores me indiquen, así como asistir a las revisiones que sean necesarias, que, en principio, son las siguientes: una semana, a los 6 meses, al año y a los dos años tras la colocación de las obturaciones.
- d) En dichas citas se examinará el estado de las restauraciones dentales y se realizarán fotografías intraorales, únicamente de los dientes tratados, las cuales serán propiedad del equipo investigador, se utilizarán exclusivamente con fines docentes o investigadores y serán almacenadas de forma segura en soporte informático en las instalaciones de la Clínica Universitaria.
- e) Mis datos personales siempre permanecerán preservados bajo la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

He comprendido lo que se me ha explicado de forma clara, con un lenguaje sencillo, habiendo resuelto todas las dudas que me han surgido y recibido la información complementaria que he solicitado.

Asimismo, he comprendido también que en cualquier momento y sin necesidad de dar explicación alguna, puedo revocar este consentimiento.

Estoy satisfecho/a con la información recibida y por tanto,

DOY MI CONSENTIMIENTO para ser incluido/a en dicho Proyecto de Investigación.

En Alcorcón (Madrid), a _____ de _____ de 200

EVALUACIÓN A 1 AÑO - OBSERVADOR 1

FECHA DE LA OBTURACIÓN: _____ FECHA DE HOY: _____

FOTOGRAFÍAS: _____

SELECCIONAR CON UN CÍRCULO EL CÓDIGO ESTIMADO

CRITERIO	CÓDIGO	DEFINICIÓN
Color	Alfa Bravo Charlie	La restauración coincide con la estructura del diente adyacente en color y translucidez. La diferencia de color/translucidez está en un rango aceptable. La diferencia se escapa del rango aceptable.
Retención	Alfa Bravo Charlie	Total. Parcial. Restauración ausente.
Adaptación Marginal	Alfa Bravo Charlie	Restauración íntimamente adaptada al diente. No se observa grieta alguna ni la sonda queda retenida en el margen ni en cualquier otra localización. La sonda se retiene a pesar de no verse grieta. No se observa dentina ni base cavitaria. La sonda penetra en una grieta a través de la cual se alcanza dentina o base cavitaria.
Forma Anatómica	Alfa Bravo Charlie	La restauración reproduce y se continúa con la anatomía dentaria. La restauración no continúa con la anatomía dentaria pero la pérdida de material no es suficiente para exponerse dentina. Pérdida de material que expone dentina o base cavitaria.
Rugosidad Superficial	Alfa Bravo Charlie Delta	La superficie de la restauración es lisa. La superficie de la restauración está levemente rugosa pero puede ser pulida. La superficie está muy rugosa y accidentada, de modo que no puede solucionarse con pulido. La superficie está fracturada o se descascarilla.
Tinción Marginal	Alfa Bravo Charlie	No existe tinción en el margen cavosuperficial. <50% del margen coloreado (generalmente localizado). >50% del margen coloreado.
Sensibilidad	Alfa Bravo Charlie Delta	Negativa. Leve y tolerable. Molestias, pero no es necesario sustitución de la restauración. Dolor. Recambiar la obturación.
Caries Secundaria	Alfa Bravo	Ausencia. Presencia.

Observaciones:



Anexo II – Difusión de los resultados

Congresos

- Título: Effect of thermal aging on the microtensile bond strength of contemporary self-etching adhesives.
Formato: Póster.
Autores: Bruno Baracco, M^a Victoria Fuentes, Laura Ceballos y Santiago González-López.
Congreso: 4th Conseuro. Prevention, Restoration and Aesthetics.
Organizador: European Federation of Conservative Dentistry (EFCD).
Fecha y lugar: 12 de marzo – 15 de marzo de 2009. Sevilla (España).

- Título: Evaluación clínica a 6 meses de un sistema de restauración de baja contracción de polimerización.
Formato: Comunicación oral.
Autores: Laura Ceballos, Bruno Baracco, Isabel Giráldez, Elena Cabrera y Jorge Perdigão.
Congreso: XVIII Congreso Nacional de la Sociedad Española de Odontología Conservadora.
Organizador: Sociedad Española de Odontología Conservadora (SEOC).
Fecha y lugar: 13 de mayo – 15 de mayo de 2010. Barcelona (España).

- Título: Clinical evaluation of a low-shrinkage composite after 1 year.
Formato: Comunicación oral.
Autores: Bruno Baracco, Jorge Perdigão, Elena Cabrera, Isabel Giráldez y Laura Ceballos.
Congreso: 45th Meeting of the Continental European Division of the International Association for Dental Research with Scandinavian Division.
Organizador: International Association for Dental Research (IADR).
Fecha y lugar: 31 de agosto – 3 de septiembre de 2011. Budapest (Hungría).

- Título: Evaluación clínica de un sistema restaurador de baja contracción de polimerización - Resultados a 2 años.
Formato: Póster oral.
Autores: Bruno Baracco, Jorge Perdigão, Elena Cabrera y Laura Ceballos.
Congreso: XIX Congreso Nacional y VI Internacional de la Sociedad Española de Odontología Conservadora.
Organizador: Sociedad Española de Odontología Conservadora (SEOC).
Fecha y lugar: 17 de mayo – 19 de mayo de 2012. Santiago de Compostela (España).

Artículos científicos

- Título: Clinical evaluation of a low-shrinkage composite in posterior restorations: one-year results.
Autores: Bruno Baracco, Jorge Perdigão, Elena Cabrera, Isabel Giráldez y Laura Ceballos.
Revista (país) y año: Operative Dentistry (EE.UU), 2012.
Número (volumen) y páginas: Mar-Abr 37 (2), 117-129.
DOI: 10.2341/11-179-C.
- Título: Effect of thermal aging on the tensile bond strength at reduced areas of seven current adhesives.
Autores: Bruno Baracco, M^a Victoria Fuentes, Miguel Ángel Garrido, Santiago González-López y Laura Ceballos.
Revista (país) y año: Odontology (Japón), 2012.
Publicación electrónica (datos de número, volumen y páginas pendientes de confirmar).
DOI: 10.1007/s10266-012-0073-2.

- Título: Two-year clinical performance of a low-shrinkage composite in posterior restorations.

Autores: Bruno Baracco, Jorge Perdigão, Elena Cabrera y Laura Ceballos.

Revista (país): Operative Dentistry (EE.UU).

Aceptado para su publicación.

Clinical Evaluation of a Low-shrinkage Composite in Posterior Restorations: One-Year Results

B Baracco • J Perdigão • E Cabrera
I Giráldez • L Ceballos

Clinical Relevance

Filtek Silorane showed acceptable clinical performance after one year. However, the low-shrinkage resin combined with the self-etch adhesive did not provide any advantage over the methacrylate-based composite combined with the total-etch adhesive.

SUMMARY

Objectives: The aim of this study was to compare the one-year clinical performance of three restorative systems, which included a novel low-shrinkage composite and two bonding strategies.

Materials and Methods: Twenty-five patients received three Class I (occlusal) or Class II restorations performed with one of three re-

storative systems: Filtek Silorane Restorative System (FS); Adper Scotchbond 1 XT, a two-step etch-and-rinse adhesive, with Filtek Z250 (XT); and Adper Scotchbond SE, a two-step self-etch adhesive, with Filtek Z250 (SE). All materials were applied following the manufacturer's instructions. Two independent observers evaluated the restorations at baseline, after six months, and after one year, according to the United States Public Health System modified criteria. The Kruskal-Wallis test and the Mann-Whitney *U*-test were computed to compare the behavior of the restorative systems; Friedman and Wilcoxon tests were used to analyze the intrasystem data ($\alpha=0.05$).

Results: All restorations were evaluated at one year. FS and XT performed statistically similarly at one year, but marginal staining for SE was statistically worse. Intrasystem comparisons between baseline and one year also showed deterioration of marginal staining for SE, while a deterioration of the marginal adaptation was recorded for both SE and FS. XT was the only system for which there was no

Bruno Baracco, DDS, professor, Rey Juan Carlos University, Department of Stomatology, Madrid, Spain

Jorge Perdigão, DMD, MS, PhD, University of Minnesota, Restorative Sciences, Minneapolis, MN, USA

Elena Cabrera, DDS, Rey Juan Carlos University, Department of Stomatology, Alcorcón, Spain

Isabel Giráldez, DDS, Rey Juan Carlos University, Department of Stomatology, Alcorcón, Spain

*Laura Ceballos, DDS, PhD, Rey Juan Carlos University, Department of Stomatology, Madrid, Spain

* Corresponding author: Avda. Atenas s/n, Alcorcón, Madrid 28922, Spain; e-mail: laura.ceballos@urjc.es

DOI: 10.2341/11-179-C

statistical change of the parameters measured in this study.

Conclusions: Both restorative systems using self-etch adhesives showed a tendency to degradation of marginal adaptation after one year of clinical use, compared to baseline values. Although the clinical performance of FS was deemed acceptable after one year, this study did not find any advantage of the silorane-based composite over the methacrylate-based composite. The low-shrinkage associated with FS may not be a determinant factor for clinical success.

INTRODUCTION

The improvements in dental adhesives and resin composites, along with a minimally invasive approach to caries treatment, have made these restorative materials very popular for direct posterior restorations. Nevertheless, the longevity of these restorations is still affected by the consequences of their polymerization shrinkage. The volumetric reduction due to polymerization generates stress within the material, at the adhesive interface, and in the tooth structure.¹ The physical mismatch between the shrinkage-prone restorative material and the stiffer tooth structure may result in microleakage, marginal staining, gap formation, postoperative sensitivity, and enamel microcracks or cusp deflection.^{2,3}

Filtek Silorane, introduced in 2007, is the first commercially available resin composite not based on bisphenol A diglycidyl methacrylate or urethane dimethacrylate, the dimethacrylate monomers most commonly used.⁴ This novel silorane-based resin takes its name from the combination of its chemical blocks, siloxanes and oxiranes. The silorane molecule has a siloxane core with four attached oxirane rings that open upon polymerization to bond to other monomers.^{5,6} This mechanism implies a slight reduction of the initial distance between monomers, which results in a volumetric shrinkage of less than 1%, which might generate less stress on the adhesive interface.^{5,7,8} This characteristic has been validated by other *in vitro* studies,^{9,10} in which the silorane-based resin resulted in a significantly lower cusp deflection when applied to MOD preparations, in comparison to methacrylate-based resins. Moreover, the silorane-based resin has been shown to have adequate physical and mechanical properties, which make it suitable for clinical application.^{6,11}

The specific chemistry and curing mechanism of the silorane-based resin composite required the

development of a dedicated adhesive by the respective manufacturer. In the case of Filtek Silorane, a two-step self-etch adhesive was developed. This adhesive is composed of a self-etch primer and a hydrophobic bonding resin.^{12,13} Self-etch adhesives have become increasingly popular as they are more user-friendly, less technique-sensitive, and may reduce postoperative sensitivity^{14,15} compared to etch-and-rinse adhesives. However, the adhesion to enamel achieved by etch-and-rinse adhesives is still considered the “gold standard”^{14,16,17} as a result of the deep etching pattern created by the low pH of phosphoric acid. Therefore, the performance of self-etch adhesives on enamel may depend on their aggressiveness. “Strong” self-etch adhesives result in a more stable and satisfactory enamel bond than do “mild” self-etch adhesives, especially on ground, aprismatic enamel.^{18–20} In fact, selective etching of enamel margins with phosphoric acid has been recommended^{21–23} in clinical situations prior to applying “mild” self-etch adhesives.

Clinical trials are the ultimate test with which to measure the clinical effectiveness and durability of adhesives and resin composites.²⁴ This is of paramount relevance, as there is no clinical evidence to back the deleterious effect of polymerization stress on restoration longevity.²⁵ Accordingly, the aim of this study was to compare the one-year clinical performance of three restorative systems in posterior restorations: the low-shrinkage silorane-based resin composite with its proprietary self-etch adhesive and a widely studied methacrylate-based resin composite, Filtek Z250, used with either a two-step etch-and-rinse adhesive or with a two-step self-etch adhesive. The null hypothesis was that there would be no differences in clinical performance for the three restorative systems after one year.

MATERIALS AND METHODS

Before participating in the study, subjects signed a written informed consent. Both the consent and this research protocol had previously been reviewed and approved by the Ethics Committee of the Rey Juan Carlos University.

All patients, with ages ranging from 18 to 60 years (average 29.8 years), required at least three Class I (occlusal) and/or Class II restorations (Table 1). The dental health status of patients was normal in all other respects. Specific exclusion criteria were as follows:

- Fewer than 20 teeth;
- History of existing tooth sensitivity;

Table 1: Number of Restorations by Location (Tooth) and Number of Surfaces for Each Restorative System

Restorative System	Number of Restorations	Tooth		Class			
		Premolars	Molars	I	II		Total
					OM or OD	MOD	
Filtek Silorane Restorative System (FS)	25	12	13	12	10	3	13
Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250 (XT)	25	8	17	14	10	1	11
Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 (SE)	25	13	12	12	12	1	13
Total (%)	75 (100)	33 (44)	42 (56)	38 (50.6)	32 (42.6)	5 (6.6)	37 (49.3)

- Periodontal disease;
- Extremely poor oral hygiene;
- Bruxism;
- Known allergy to resin-based materials or other materials used in this study;
- Pregnancy or breast-feeding; or
- Chronic use of anti-inflammatory, analgesic, and psychotropic drugs.

Further, excluding criteria for the teeth to be restored were as follows:

- Nonvital teeth;
- Abutment teeth for fixed or removable prostheses; and
- Teeth without a normal occlusal relationship with natural dentition or without at least one adjacent tooth contact.

Bitewing radiographs of the teeth to be restored were taken preoperatively, unless the patient had radiographs taken within the previous year. There was an even distribution of the restorations that replaced existing restorations with clinical or radiographic signs of recurrent caries or esthetic failures and restorations that were performed to treat primary caries lesions.

All operative procedures were performed by the same operator (B.B.). Restorations were placed under local anesthesia with rubber dam isolation. The cavity design was restricted to eliminate carious tissues from primary caries lesions or to remove the restorative material and carious tissues when existing restorations were replaced. Cavities were prepared using diamond burs (Komet-Brasseler, Lemgo, Germany) with no intentional bevels on enamel cavo-surface margins. In deep cavities, dentin was covered

with a resin-modified glass ionomer cement (Vitre-bond, 3M ESPE, St Paul, MN, USA). An appropriate matrix system (Palodent, Dentsply, Konstanz, Germany) and wooden wedges were applied to the cervical margins of proximal preparations.

The restorative systems evaluated in this study were the Filtek Silorane Restorative System, Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250, and Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 (Table 2).

Initially, the three restorative systems were randomly assigned to each of the three teeth for which restorative treatment was needed, regardless of the characteristics of the tooth and restoration class. However, interference in the randomization procedure within patients was eventually performed in order to equally distribute materials into some important variables, such as tooth type and position, restoration class, and restoration size, in such a way that the influence of those factors was minimized.²⁶ All adhesive systems were applied according to the manufacturer's instructions (Table 2). Resin composites were placed in 2-mm increments. Each increment was light-cured for 20 seconds using a LED Demetron I polymerization unit (Kerr, Orange, CA, USA) with a minimum light output of 550 mW/cm².

After polymerization, coarse finishing was accomplished with carbide burs under water cooling and, if needed, with a #12 blade and aluminum-oxide disks (Sof-Lex, 3M ESPE). Final finishing of the occlusal surface was accomplished with polishing points (Enhance and PoGo, Dentsply).

Clinical Evaluation

All restorations were evaluated after one week (baseline), six months, and one year for the following

Table 2: *Materials Used in the Study (3M ESPE, St Paul, MN, USA)*

Adhesives (Batch No.)	Composition	Instructions for Use	Type
Silorane System Adhesive (also known as LS System Adhesive or P90 System Adhesive) (Primer: 8AP; Adhesive: 8AK)	Primer: phosphorylated methacrylates, Bis-GMA, HEMA, water, ethanol, silane-treated silica filler, Vitrebond™ copolymer, initiators, stabilizers	Primer: application for 15 sec with black microbrush, followed by gentle air dispersion and 10 sec of light-curing	Two-step self-etch
	Adhesive: hydrophobic DMA, phosphorylated methacrylates, TEGDMA, silane-treated silica filler, initiators, stabilizers	Adhesive: application with green microbrush, followed by gentle air dispersion and 10 sec of light-curing	
Adper Scotchbond 1 XT (also known as Adper Single Bond Plus or Adper Single Bond 2) (318655)	HEMA, Bis-GMA, GDMA, water, ethanol, silane-treated silica nanofiller, photoinitiator	Acid etch: phosphoric acid (Scotchbond™ Etchant, 3M ESPE): 35% (15 sec). Rinse (10 sec). Blot excess water using a cotton pellet or minisponge. Do not air-dry	Etch-and-rinse
		Adhesive: apply two to three consecutive coats of adhesive for 15 sec with gentle agitation using a fully saturated applicator. Gently air thin for 5 min to evaporate solvent. Light-cure for 10 sec	
Adper Scotchbond SE (also known as Adper SE Plus) (Liquid A: 7AF; Liquid B: 8AL)	Liquid A (colored wetting solution): water, HEMA, surfactant, rose bengal dye	Liquid A: apply to the cavity so that a continuous red-colored layer is obtained on the surface	Two-step self-etch
	Liquid B (adhesive): UDMA, TEGDMA, TMPTMA, HEMA phosphate and MHP, bonded zirconia nanofiller, initiator system based on camphorquinone	Liquid B: scrub into the entire wetted surface of the bonding area for 20 sec. Red color will disappear quickly, indicating that the etching components have been activated. Air-dry thoroughly for 10 sec. Apply second coat to the entire bonding surface. Light air application. Light-cure for 10 sec	
Resin Composites	Organic Matrix	Inorganic Filler	
Filtek Silorane (8BH)	3,4-Epoxy cyclohexylethyl cyclopolymethylsiloxane, bis-3,4-epoxy cyclohexylethylphenylmethylsilane, yttrium fluoride (15%), camphorquinone, iodonium salt, stabilizers, pigments	Silanized quartz particles: 50% volume, 70% weight Size: 0.1–2 μm	
Filtek Z250 (7LY)	Silane-treated ceramic, bisphenol A polyethylene glycol diether dimethacrylate, UDMA, Bis-GMA, TEGDMA, water (<2%)	Quartz and zirconia particles: 60% volume, 78% weight Size: 0.01–3.5 μm (0.6 μm, on average)	
Abbreviations: Bis-GMA, bisphenol A diglycidyl methacrylate; GDMA, glycerol 1,3-dimethacrylate; HEMA, 2-hydroxyethyl methacrylate; MHP, methacrylic phosphate; TEGDMA, triethylene glycol dimethacrylate; TMPTMA, trimethylolpropane trimethacrylate (hydrophobic TMA); UDMA, urethane dimethacrylate.			

parameters: color match, retention, marginal adaptation, anatomic form, surface roughness, marginal staining, sensitivity, and secondary caries (Table 3). Pre- and postoperative sensitivity was determined

with a dental syringe placed 2 cm from the tooth surface. Two clinicians (L.C. and E.C.) evaluated the restorations blindly at each recall using the modified United States Public Health Service (USPHS)

Table 3: Modified USPHS Criteria Used

Criteria	Code	Definition
Color match	Alfa Beta Charlie	Restoration matches adjacent tooth structure in color and translucency.
		Mismatch is within an acceptable range of tooth color and translucency.
		Mismatch is outside the acceptable range.
Retention	Alfa Beta Charlie	Full retention.
		Partial retention.
		Restoration is lost.
Marginal adaptation	Alfa Beta Charlie	Restoration closely adapted to the tooth. No crevice visible. No explorer catch at the margins, or there was a catch in one direction.
		Explorer catches. No visible evidence of a crevice into which the explorer could penetrate. No dentin or base visible.
		Explorer penetrates into a crevice that is of a depth that exposes dentin or base.
Anatomical form	Alfa Beta Charlie	Restorations continuous with existing anatomic form.
		Restorations discontinuous with existing anatomic form but missing material not sufficient to expose dentin base.
		Sufficient material lost to expose dentin or base.
Surface roughness	Alfa Beta Charlie Delta	Surface of restoration is smooth.
		Surface of restoration is slightly rough or pitted, but can be refinished.
		Surface deeply pitted, irregular grooves, and cannot be refinished.
		Surface is fractured or flaking.
Marginal staining	Alfa Beta Charlie	No staining along cavo-surface margin.
		<50% of cavo-surface affected by stain (removable, usually localized).
		>50% of cavo-surface affected by stain.
Sensitivity ^a	Alfa Beta Charlie Delta	None.
		Mild but bearable.
		Uncomfortable, but no replacement is necessary.
		Painful. Replacement of restoration is necessary.

Table 3: *Modified USPHS Criteria Used (cont.)*

Criteria	Code	Definition
Secondary caries	Alfa Beta	Absent.
		Present.

^a Postoperative sensitivity at baseline was registered one week after the restoration insertion.

criteria as adapted by Wilson and others²⁷ (Table 3). When disagreements arose during evaluations, the examiners had to reach a consensus. To help with the evaluation of marginal discoloration, intraoral color photographs were collected at baseline and at the recall appointments. Clinical photographs consisted of digital images at 1.3× magnification taken with a Nikon D80 camera with a 105-mm Micro-Nikkor lens (Nikon USA, Melville, NY, USA).

The statistical analyses were carried out with the SPSS 16.0 for Windows software (SPSS Inc, Chicago, IL, USA) using the nonparametric Kruskal-Wallis test and Mann-Whitney *U*-test to compare the behavior of the three restorative systems at baseline, six months, and one year. Friedman and Wilcoxon nonparametric tests were used to compare the data obtained for each restorative system at each evaluation period. The level of confidence was set at $\alpha = 0.05$.

RESULTS

A total of 75 restorations were placed in 25 patients. The distribution of the restorations was similar between Class I (38) and Class II (37) cavities (Table 1). All patients attended the six-month and one-year recalls (100% recall rate). The results are summarized in Table 4.

Comparison of the Performance of the Three Restorative Systems at One Year

Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 resulted in significantly worse marginal staining than did the other two restorative systems at one year ($p=0.028$). This deterioration had already been detected at the six-month recall appointment ($p=0.013$) (Figure 1).

All restorative systems resulted in a percentage of Alfa ratings above 90% at one year for the categories of retention and anatomical form. However, Alfa ratings for surface roughness, and in particular, marginal adaptation, decreased for all of the restorative systems, although this reduction did not result

in statistical differences among them. Secondary caries was only detected in one tooth restored with Filtek Silorane, which had previously shown a fracture of the material at the six-month evaluation. Both findings had no statistical repercussions.

Baseline vs One-year Evaluation for Each Restorative System

Filtek Silorane Restorative System—Marginal adaptation was significantly worse at one year compared to baseline ($p=0.005$), as seven of 25 restorations were rated Bravo and one was rated Charlie. Additionally, surface roughness was statistically similar at baseline and after one year, but it was different at six months ($p=0.02$), as 28% of the restorations were rated Bravo at this recall. Filtek Silorane was the only system that rated Bravo in secondary caries and retention, Charlie in adaptation and anatomical form, and Delta in surface roughness. However, all of these ratings came from a single restoration and did not lead to any statistical significance. Only one restoration showed a true color modification over time, and two did not match adjacent tooth structure because of the yellowish and very opaque aspect of the Filtek Silorane resin composite.

Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250—Marginal staining, surface roughness, and in particular marginal adaptation parameters resulted in worse rankings at one year (four restorations were rated Bravo), although there were no statistical differences ($p>0.05$). No Charlie ratings were assigned to this restorative system for any of the criteria. Postoperative sensitivity (slight discomfort associated with cold beverages) was found in one patient during the first week after the restoration was placed.

Adper Scotchbond SE + Filtek Z250—Marginal adaptation and marginal staining were significantly worse at one year compared to baseline. Adaptation deficiencies increased ($p=0.002$) in the last six months, as seven restorations rated Bravo and one was rated Charlie at one year. Marginal staining

Table 4: Number of Evaluated Restorations in Each Criterion for Each Experimental Group (cont.)

Criteria	Code	Baseline			6 months			1 year		
		FS	XT	SE	FS	XT	SE	FS	XT	SE
Secondary caries	A	25	25	25	25	25	25	24	25	25
	B	—	—	—	—	—	—	1	—	—

Abbreviations: FS, Filtek Silorane Restorative System; SE, Adper Scotchbond SE, a two-step self-etch adhesive, with Filtek Z250; XT, Adper Scotchbond 1 XT, a two-step etch-and-rinse adhesive, with Filtek Z250.

appeared during the first six months ($p=0.014$) and remained stable at the one-year recall, when eight restorations rated Bravo and one was rated Charlie. This restorative system was the only one that resulted in one Charlie rating for color match. Additionally, one patient experienced postoperative sensitivity after restoration placement, which disappeared gradually after a few days.

DISCUSSION

In this study, Filtek Silorane and the etch-and-rinse adhesive Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250 resulted in statistically similar clinical parameters at one year. The other system formed by the self-etch adhesive Adper Scotchbond SE and Filtek Z250 resulted in increased marginal staining at one year. Thus, the first null hypothesis must be partially rejected.

Early marginal staining is usually a clinical sign that a restoration is prone to failure or that the adhesive interface undergoes degradation with time.²⁸ Marginal discoloration may be caused by several factors, including the presence of excess filling materials, a deficient restoration around the margin, and the formation of gaps.²⁹ However, the nature of the adhesive system is a determinant factor. The marginal staining associated with Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 restorations must have been caused by the adhesive itself, since the other system using the same resin composite showed no alteration in this parameter. Adper Scotchbond SE is a strong self-etch system ($\text{pH}=1$).³⁰ Although marginal discoloration has been associated with a poor etching ability of self-etch adhesives at the enamel margins,^{21,23,28} significant marginal staining and color changes have been reported for self-etch adhesives with a pH similar to that of Adper Scotchbond SE.²⁸ Adper Scotchbond SE is a two-

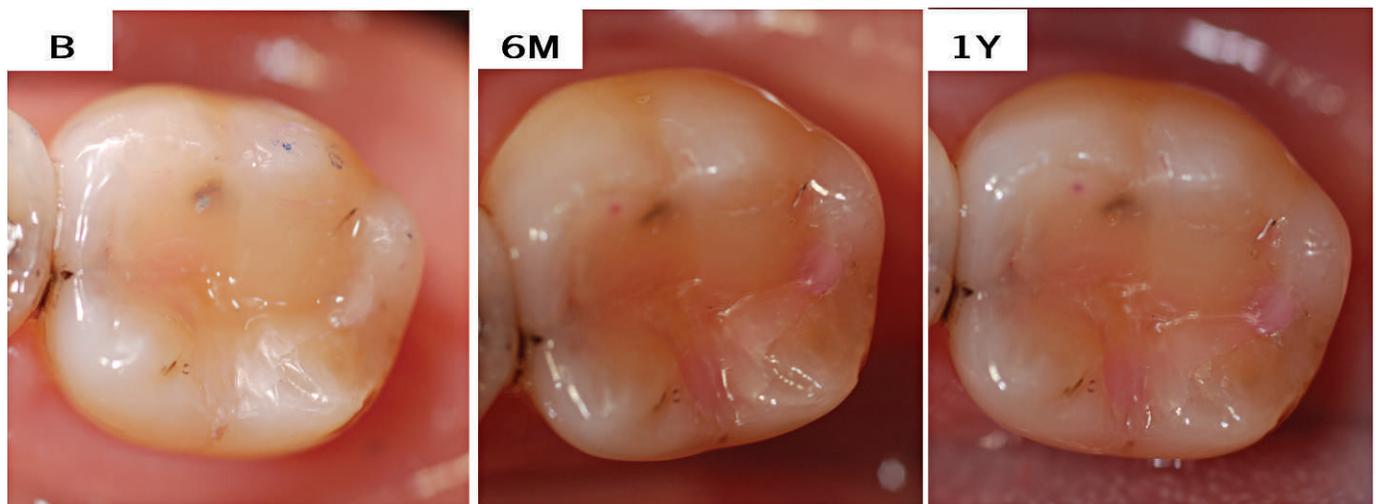


Figure 1. First molar. Occlusal restoration with Adper Scotchbond SE and Filtek Z250. Staining around this Class I restoration was observed at six-month and one-year evaluations, being rated Charlie (>50% of cavo-surface is affected). Furthermore, the one-year photograph shows that staining has progressed in depth across the adhesive interface. This stain also caused color changes in the resin composite close to the bonded walls. B, baseline; 6M, six-month recall; 1Y, one-year recall.

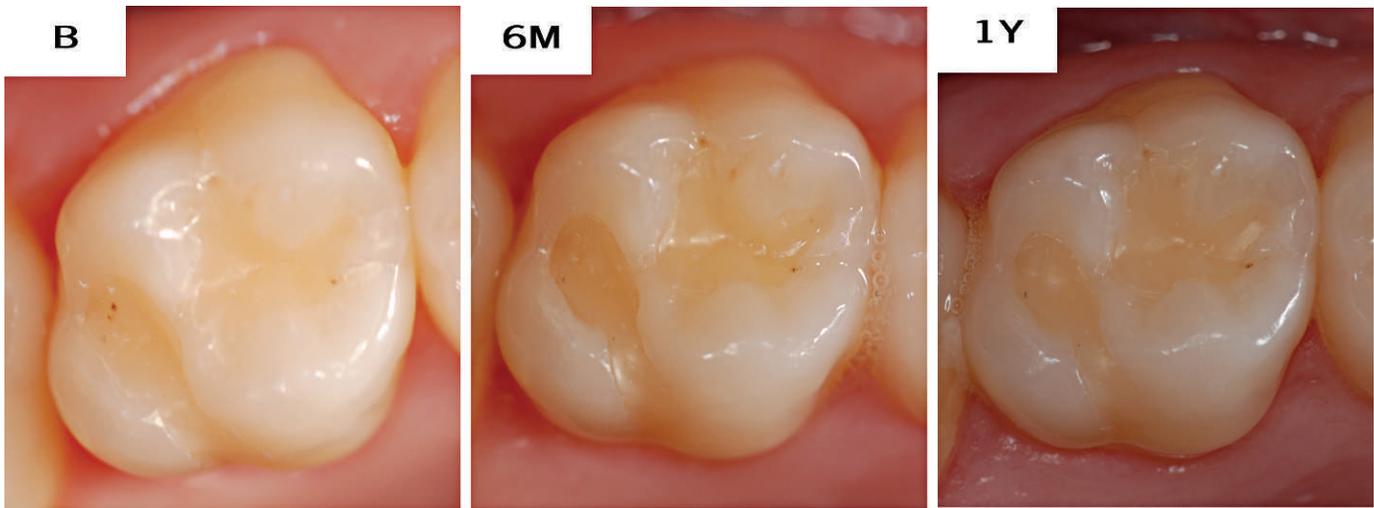


Figure 2. First molar. Occlusal restoration with Adper Scotchbond 1 XT and Filtek Z250. This restoration preserved its original aspect after six months and one year. No signs of adhesive deterioration were found. B, baseline; 6M, six-month recall; 1Y, one-year recall.

step self-etch adhesive in which water is separate from the adhesive solution to increase stability of the material.³¹ In fact, conventional methacrylate monomers undergo rapid hydrolysis under acidic aqueous conditions.³¹ Liquid A is a 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA)–water solution without etching capacity, and Liquid B is the solution containing the acidic monomers. The combination of acidic hydrophilic and hydrophobic monomers in the same solution (in this case, Liquid B) may cause a low degree of carbon double bond (C=C) conversion and increased permeability of adhesive interfaces. Other factors may be responsible for the marginal staining observed in the current study with SE. The change of color from pink to yellow that results from the adequate mix of Liquid A and Liquid B confirms that the acidic monomers have been activated (ionized). However, the activation of Liquid B into an etching agent, based on the superficial moisture provided by the 80% water in Liquid A, may result in an incomplete conversion of the acidic monomers. Their inclusion in a HEMA-rich and still-colored adhesive interface would enhance their susceptibility to hydrolytic degradation and, consequently, marginal staining.^{30,32} This mechanism was corroborated by the presence of the characteristic pink color of Liquid A in most of the stained margins around Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 restorations (Figure 1).

A recent study³² has revealed high color instability after water immersion of a self-etch adhesive (One-Up Bond F, Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japan), with a very similar color-change mechanism to that of Adper Scotchbond SE. Water sorption and

discoloration of the adhesive interface may affect the color appearance of the restoration.³² This phenomenon is highly consistent with what evaluators found in the present study, as all the restorations with Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 that rated Bravo or Charlie for color match presented a variable saturation of pink. Some of these restorations already had slight pink marginal staining at the baseline evaluation (Figure 1).

Regarding the comparisons between the baseline and one year for each restorative system, only Adper Scotchbond 1 XT + Filtek Z250 was statistically invariable for all of the parameters tested (Figure 2). Therefore, the second null hypothesis must also be partially rejected. The only system including an etch-and-rinse adhesive obtained the best clinical outcome, which is consistent with the results of previous clinical research.^{21,28} Moreover, in a literature review³³ focused on marginal integrity, significantly better *in vitro* and *in vivo* enamel marginal adaptation were found with etch-and-rinse adhesives compared to self-etch systems.

Restorations performed with Adper Scotchbond SE + Filtek Z250 exhibited a statistically lower number of Alfa ratings for marginal adaptation and marginal staining parameters at one year. Filtek Silorane also resulted in significantly worse marginal adaptation after one year. Marginal adaptation is influenced by many factors, such as the polymerization shrinkage of the composite resin or the adhesive system used.³⁴ Both factors could influence the clinical results of this study, since restorative systems were made of different resin composites and adhesives.

Polymerization shrinkage of resin composites may be a potentially harmful factor for the clinical survival of direct restorations as a result of the transfer of stresses to the adhesive interface.³⁵ Ideally, marginal adaptation, which depends on polymerization shrinkage and resulting stress, should be assessed at baseline because both shrinkage and resulting stress take place during the placement of the restoration. Other clinical factors, such as wear and the integrity of the adhesive interface, may have induced changes in marginal adaptation over the one year of clinical use.

As Filtek Silorane Restorative System has been conceived by its manufacturer for posterior restorations only, Class I and II lesions were selected for this study. The resulting cavity designs produce high C-factor values, which contribute to higher shrinkage stress. The application technique of the resin composite may also influence the bonding effectiveness.³⁶ In this study, the incremental technique was used in all restorations, as it has been demonstrated to benefit the bond strength of both methacrylate-based^{37,38} and silorane composites.³⁶

The higher polymerization shrinkage of Filtek Z250 combined with high C-factor may create a more unfavorable environment than is associated with Filtek Silorane, as the silorane composite has been reported to undergo up to 1% volumetric shrinkage,⁵ according to the manufacturer's information. However, recent research has found Filtek Silorane's volumetric shrinkage to be slightly higher (1.4%)^{6,10} and close to the 1.7% total volumetric shrinkage determined for Filtek Z250.⁶ Moreover, the elastic

modulus of Filtek Silorane is also higher than that of Filtek Z250, which might be attributed to a more significant influence of the organic matrix on composite stiffness.⁶ Although the relationship between elastic modulus and polymerization stress is still not well defined, the *in vitro* study by Boaro and others⁶ measured a greater polymerization stress for Filtek Silorane than for Filtek Z250, which contradicts the belief that lower polymerization shrinkage is related to lower polymerization stress values, as was originally expected.³⁹ These studies confirm that reduced shrinkage *per se* does neither guarantee attenuation of stress in restored teeth,¹⁰ nor does it improve the interfacial integrity of the restoration,⁶ which is in line with the findings of previous clinical studies.^{25,40} The authors of another clinical report⁴¹ related to Filtek Silorane analyzed exclusively the marginal adaptation and reported better marginal adaptation for the methacrylate-based resin composite (Ceram.X, Dentsply) compared to that of Filtek Silorane.

Many of the marginal defects detected in the present study appeared to result from the fracture of thin areas of resin composite flash that extended to non-instrumented enamel surfaces adjacent to the cavity margins. Better contouring at polishing should eliminate these areas of marginal flash. Mild self-etch systems have a less stable bonding capacity to enamel, probably because of a shallower etching pattern.^{42,43} The use of adhesives with a more efficient etching capacity may have reduced the occurrence of such defects, especially in high-stress-

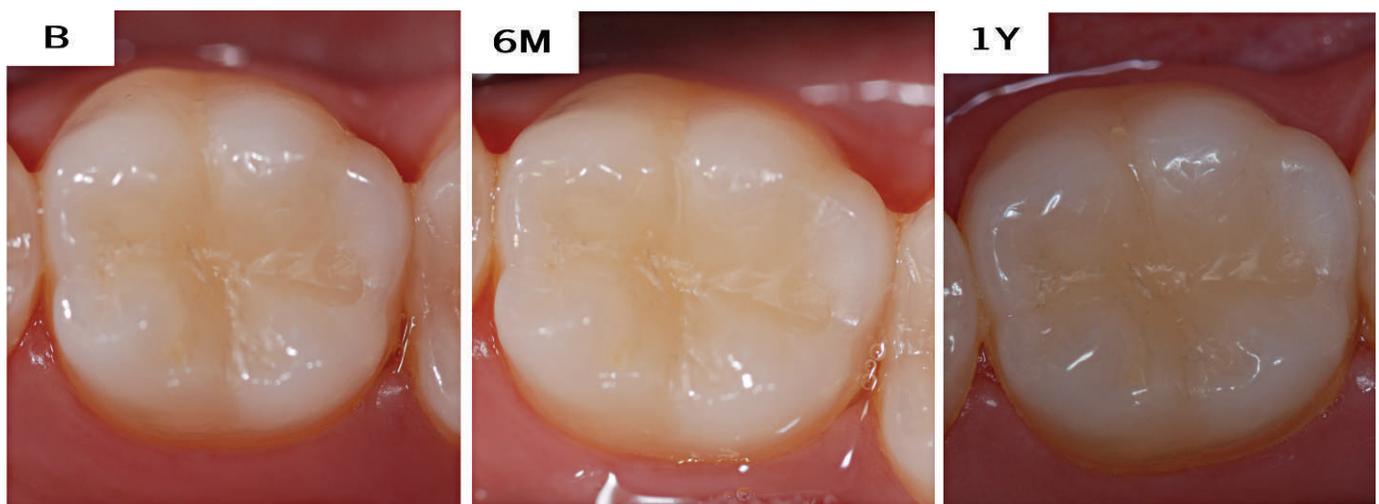


Figure 3. First molar. Occlusal-palatal restoration with the Filtek Silorane Restorative System. Although Filtek Silorane composite displayed a yellowish and opaque appearance in some restorations, the restorations shown were rated Alfa for color match. No staining was detected. B, baseline; 6M, six-month recall; 1Y, one-year recall.

bearing areas, because of the improvement of enamel etching.⁴⁴

The adhesive system that accompanies Filtek Silorane requires separate light-curing of the primer and the bonding, thereby establishing the bonding mechanism to dentin in the first application step, resembling one-step self-etch adhesives. This bonding mechanism uses a form of nano-interaction, typical of ultra-mild self-etch adhesives, which is related to the relatively high pH (2.7) of the respective primer. Mine and others¹³ observed a tight superficial interaction and very slight inter- and intracrystallite demineralization with subsequent resin infiltration, when bonded to enamel. This nano-interaction bonding mechanism is clinically relevant for a methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (MDP)-based two-step self-etch adhesive⁴⁵ and may also occur with the polyalkenoic acid copolymer⁴⁶ (or Vitrebond™ copolymer) incorporated in the two-step self-etch Silorane System Adhesive used in the present study. Recent *in vitro* research^{46,47} found evidence of the Vitrebond carboxylic acid reacting with calcium ions. It has been demonstrated^{13,47} that the Silorane System Adhesive provides a tight, stable, and water-resistant adhesion to dentin. However, information about its performance when it is bonded to enamel is still scarce.

As mentioned above, the Filtek Silorane Restorative System has been specially designed for posterior restorations, for which the esthetic requisites are not so relevant. Accordingly, the manufacturer only provides four shades. At the six-month and one-year assessments three restorations were rated as Bravo. It is noteworthy that the two Bravo ratings with Filtek Silorane at baseline were caused by the poor esthetic characteristics of the silorane-based resin composite (Figure 3). In fact, evaluators deemed these restorations too yellow and very opaque; thus, their translucency differed from that of tooth structure (Figure 3). Both restorations were also rated Bravo in the subsequent follow-up assessments; therefore, only one restoration showed a real color modification over time. These observations derived from the *in vivo* analysis are consistent with recent *in vitro* research demonstrating low translucency and high color stability of silorane-based resin composite compared to those of methacrylate-based resin composites.^{48,49}

CONCLUSIONS

The clinical performance of the Filtek Silorane Restorative System was found acceptable after one year. Additionally, stable adhesion to enamel with self-etch adhesives is still a challenge, as both

restorative systems including these products showed a deterioration of their marginal adaptation after one year.

Despite the limitations of this study, the clinical outcomes led to the perception that the Filtek Silorane Restorative System did not provide any remarkable advantage for the evaluated criteria when compared to the other systems, and they reinforced the findings that etch-and-rinse adhesives are still the benchmark when it comes to clinical performance. Further recalls are planned to follow up with regard to the clinical performance of these restorations, as wider differences between the restorative materials might surface at later stages.

Acknowledgments

The authors thank 3M ESPE for the generous donation of the adhesives and resin composites tested. This study is part of a thesis to be submitted in partial fulfillment of the requirements for the PhD degree of author BB.

(Accepted 6 September 2011)

REFERENCES

1. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, & Douglas WH (2004) Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration *Dental Materials* **20(6)** 554-564.
2. Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR, & Cardoso PE (2004) Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations *Journal of Dentistry* **32(5)** 407-412.
3. González-López S, Vilchez Díaz MA, de Haro-Gasquet F, Ceballos L, & de Haro-Muñoz C (2007) Cuspal flexure of teeth with composite restorations subjected to occlusal loading *The Journal of Adhesive Dentistry* **9(1)** 11-15.
4. Barszczewska-Rybarek IM (2009) Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA *Dental Materials* **25(9)** 1082-1089.
5. Weinmann W, Thalacker C, & Guggenberger R (2005) Siloranes in dental composites *Dental Materials* **21(1)** 68-74.
6. Boaro LC, Gonçalves F, Guimarães TC, Ferracane JL, Versluis A, & Braga RR (2010) Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites *Dental Materials* **26(12)** 1144-1150.
7. Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, Kilway KV, Giese GJ, Glaros AG, & Pinzino CS (2007) Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer *Dental Materials* **23(8)** 1011-1017.
8. Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, & Hickel R (2007) Low-shrinkage composite for dental application *Dental Materials Journal* **26(2)** 149-155.
9. Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FJ, & Randall RC (2005) In vitro cuspal deflection and micro-

- leakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites *Dental Materials* **21(4)** 324-335.
10. Tantbirojn D, Pfeifer CS, Braga RR, & Versluis A (2011) Do low-shrink composites reduce polymerization shrinkage effects? *Journal of Dental Research* **90(5)** 596-601.
 11. Duarte S Jr, Botta AC, Phark JH, & Sadan A (2009) Selected mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restoration *Quintessence International* **40(8)** 631-638.
 12. Duarte S Jr, Phark JH, Varjão FM, & Sadan A (2009) Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging *Dental Materials* **25(5)** 589-600.
 13. Mine A, De Munck J, Van Ende A, Cardoso MV, Kuboki T, Yoshida Y, & Van Meerbeek B (2010) TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin *Dental Materials* **26(6)** 524-532.
 14. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, & Vanherle G (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges *Operative Dentistry* **28(3)** 215-235.
 15. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, & Van Meerbeek B (2005) Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials *Dental Materials* **21(9)** 864-881.
 16. De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, & Van Meerbeek B (2005) One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin *Operative Dentistry* **30(1)** 39-49.
 17. Guéders AM, Charpentier JF, Albert AI, & Geerts SO (2006) Microleakage after thermocycling of 4 etch and rinse and 3 self-etch adhesives with and without a flowable composite lining *Operative Dentistry* **31(4)** 450-455.
 18. Miyazaki M, Sato M, & Onose H (2000) Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems *Operative Dentistry* **25(2)** 75-80.
 19. Perdigão J, Gomes G, Gondo R, & Fundingsland JW (2006) In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I—Microtensile bond strengths *The Journal of Adhesive Dentistry* **8(6)** 367-373.
 20. Perdigão J, Lopes MM, & Gomes G (2008) In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II—Ultramorphological evaluation *Operative Dentistry* **33(5)** 534-549.
 21. Ermis RB, Temel UB, Cellik EU, & Kam O (2010) Clinical performance of a two-step self-etch adhesive with additional enamel etching in Class III cavities *Operative Dentistry* **35(2)** 147-155.
 22. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, & Van Meerbeek B (2010) Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching *Dental Materials* **26(12)** 1176-1184.
 23. Fron H, Vergnes JN, Moussally C, Cazier S, Simon AL, Chieze JB, Savard G, Tirlet G, & Attal JP (2011) Effectiveness of a new one-step self-etch adhesive in the restoration of non-cariou cervical lesions: 2-Year results of a randomized controlled practice-based study *Dental Materials* **27(3)** 304-312.
 24. 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* **84(2)** 118-132.
 25. van Dijken JW (2010) Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: A 12-year follow-up *Journal of Dentistry* **38(6)** 469-474.
 26. Bryant RW, & Hodge KL (1994) A clinical evaluation of posterior composite resin restorations *Australian Dental Journal* **39(2)** 77-81.
 27. Wilson MA, Cowan AJ, Randall RC, Crisp RJ, & Wilson NH (2002) A practice-based, randomized, controlled clinical trial of a new resin composite restorative: One-year results *Operative Dentistry* **27(5)** 423-429.
 28. Perdigão J, Dutra-Correa M, Anauate-Netto C, Castilhos N, Carmo APR, Lewgoy HR, Amore R, & Cordeiro HJ (2009) Two-year clinical evaluation of self-etch adhesives in posterior restorations *Journal of Adhesive Dentistry* **11(2)** 149-159.
 29. Türkün LS (2005) The clinical performance of one- and two-step self-etching adhesive systems at one year *Journal of the American Dental Association* **136(5)** 656-664.
 30. Mine A, De Munck J, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrechts P, & Van Meerbeek B (2009) Bonding effectiveness of two contemporary self-etch adhesives to enamel and dentin *Journal of Dentistry* **37(11)** 872-883.
 31. Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, & Moszner N (2005) Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems *Journal of Adhesive Dentistry* **7(2)** 107-116.
 32. Gaintantzopoulou M, Kakaboura A, Loukidis M, & Vougiouklakis G (2009) A study on colour stability of self-etching and etch-and-rinse adhesives *Journal of Dentistry* **37(5)** 390-396.
 33. Frankenberger R, Krämer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, & Reich SM (2007) Marginal integrity: Is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *Journal of Adhesive Dentistry* **9(Supplement 1)** 107-116.
 34. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, & Vanherle G (1993) Evaluation of two dentin adhesives in cervical lesions *Journal of Prosthetic Dentistry* **70(4)** 308-314.
 35. Schneider LF, Cavalcante LM, & Silikas N (2010) Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: A review *Journal of Dental Biomechanics* pii: 131630 Epub 2009 Sep 30.
 36. Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, & Van Meerbeek B (2010) Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? *Dental Materials* **26(3)** 215-222.
 37. He Z, Shimada Y, & Tagami J (2007) The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities *Dental Materials* **23(5)** 533-538.

38. Nayif MM, Nakajima M, Foxton RM, & Tagami J (2008) Bond strength and ultimate tensile strength of resin composite filled into dentine cavity; Effect of bulk and incremental filling technique *Journal of Dentistry* **36(3)** 228-234.
39. Ferracane JL (2005) Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization *Dental Materials* **21(1)** 36-42.
40. van Dijken JW, & Lindberg A (2009) Clinical effectiveness of a low-shrinkage resin composite: A five-year evaluation *Journal of Adhesive Dentistry* **11(2)** 143-148.
41. Schmidt M, Kirkevang LL, Hørsted-Bindslev P, & Poulsen S (2011) Marginal adaptation of a low-shrinkage silorane-based composite: 1-Year randomized clinical trial *Clinical Oral Investigations* **15(2)** 291-295.
42. Grégoire G, & Ahmed Y (2007) Evaluation of the enamel etching capacity of six contemporary self-etching adhesives *Journal of Dentistry* **35(5)** 388-397.
43. Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RH, Hilgert LA, Baratieri LN, Loguercio AD, & Reis A (2007) Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel *Journal of Adhesive Dentistry* **9(6)** 537-545.
44. Tay FR, Pashley DH, King NM, Carvalho RM, Tsai J, Lai SC, & Marquezini L Jr (2004) Aggressiveness of self-etch adhesives on unground enamel *Operative Dentistry* **29(3)** 309-316.
45. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, & Van Meerbeek B (2007) Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive *Journal of Adhesive Dentistry* **9(1)** 7-10.
46. Mitra SB, Lee CY, Bui HT, Tantbirojn D, & Rusin RP (2009) Long-term adhesion and mechanism of bonding of a paste-liquid resin-modified glass-ionomer *Dental Materials* **25(4)** 459-466.
47. Grégoire G, Dabsie F, Delannée M, Akon B, & Sharrock P (2010) Water permeability, hybrid layer long-term integrity and reaction mechanism of a two-step adhesive system *Journal of Dentistry* **38(7)** 526-533.
48. Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alván LI, Pulgar R, & Paravina RD (2010) Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nano-filled composites *Journal of Dentistry* **38(Supplement 2)** e110-e116.
49. Furuse AY, Gordon K, Rodrigues FP, Silikas N, & Watts DC (2008) Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging *Journal of Dentistry* **36(11)** 945-952.

Effect of thermal aging on the tensile bond strength at reduced areas of seven current adhesives

Bruno Baracco · M. Victoria Fuentes ·
Miguel A. Garrido · Santiago González-López ·
Laura Ceballos

Received: 19 November 2011 / Accepted: 19 May 2012
© The Society of The Nippon Dental University 2012

Abstract The purpose of this study was to determine the micro-tensile bond strength (MTBS) to dentin of seven adhesive systems (total and self-etch adhesives) after 24 h and 5,000 thermocycles. Dentin surfaces of human third molars were exposed and bonded with two total-etch adhesives (Adper Scotchbond 1 XT and XP Bond), two two-step self-etch adhesives (Adper Scotchbond SE and Filtek Silorane Adhesive System) and three one-step self-etch adhesives (G-Bond, Xeno V and Bond Force). All adhesive systems were applied following manufacturers' instructions. Composite buildups were constructed and the bonded teeth were then stored in water (24 h, 37 °C) or thermocycled (5,000 cycles) before being sectioned and submitted to MTBS test. Two-way ANOVA and subsequent comparison tests were applied at $\alpha = 0.05$. Characteristic de-bonded specimens were analyzed using scanning electron microscopy (SEM). After 24 h water storage, MTBS values were highest with XP Bond, Adper Scotchbond 1 XT, Filtek Silorane Adhesive System and Adper Scotchbond SE and lowest with the one-step self-etch adhesives Bond Force, Xeno V and G-Bond. After

thermocycling, MTBS values were highest with XP Bond, followed by Filtek Silorane Adhesive System, Adper Scotchbond SE and Adper Scotchbond 1 XT and lowest with the one-step self-etch adhesives Bond Force, Xeno V and G-Bond. Thermal aging induced a significant decrease in MTBS values with all adhesives tested. The resistance of resin–dentin bonds to thermal-aging degradation was material dependent. One-step self-etch adhesives obtained the lowest MTBS results after both aging treatments, and their adhesive capacity was significantly reduced after thermocycling.

Keywords Micro-tensile bond strength · Total-etch adhesives · Self-etch adhesives · Dentin · Thermocycling

Introduction

Self-etch adhesives are more user friendly, less technique sensitive and increasingly popular [1, 2]. They do not require a separate etching step because they contain a solution of acidic monomers that simultaneously demineralize and infiltrate the dentin [3]. As a result, no discrepancy is expected between demineralization depth and resin infiltration depth [3]. Self-etch adhesives can be two- or one-step according to whether the bonding agent is separate or combined with the self-etch/primer solution. Adhesives that include etching, priming and bonding in a single solution are also called “all-in-one” and are considered the products with the simplest clinical application [1]. However, reports in the literature have demonstrated a negative relationship between step reduction and bond strength, with one-step self-etch adhesives exhibiting very low bond strength values to dentin [4–6] and a marked degradation of bonding effectiveness [7–9].

B. Baracco (✉) · M. V. Fuentes · L. Ceballos
Department of Stomatology, Faculty of Health Sciences,
Rey Juan Carlos University, Av. Atenas s/n, 28922 Alcorcón,
Madrid, Spain
e-mail: bbaracco@hotmail.com

M. A. Garrido
Department of Material Sciences and Engineering,
School of Experimental Sciences, Rey Juan Carlos University,
C/Tulipán s/n, 28933 Móstoles, Madrid, Spain

S. González-López
Department of Stomatology, Faculty of Dentistry,
University of Granada, Colegio Máximo s/n,
18071 Granada, Spain

Various drawbacks compromise the bonding durability obtained with one-step self-etch adhesives. Thus, they contain an increased concentration of hydrophilic monomers that make them less hydrolytically stable [10], behaving as semi-permeable membranes even after activation [11]. Consequently, the adhesive layers created often contain porosities and voids due to osmosis or phase separation [12], with water channels and hydrophilic domains that permit water permeation through the resin–dentin interface [13]. Moreover, the higher concentration of hydrophilic monomers and the presence of residual water and solvents have been related to a lower polymerization conversion, which weakens the adhesive interface [14, 15].

Although hydrolytic degradation of the dentin-bonded interface is more extensive in simplified adhesives [16], a decrease in bond strength over time has also been reported for total-etch and two-step self-etch adhesives [14, 17, 18]. Hence, the durability of the resin–dentin bond appears to be adhesive dependent, regardless of the bonding strategy used [18].

Novel adhesive systems are being continuously developed and launched onto the market without full knowledge of their bonding ability or longevity [4]. Appropriate *in vitro* bond strength tests include artificial aging techniques to reveal valuable clinical information [19]. Thermocycling in water at temperatures between 5 and 55 °C is considered a suitable method for aging dental materials [20], subjecting the adhesive interface to water infiltration and to expansion and contraction induced by thermal changes. The deterioration of bonding effectiveness is supposed to be caused both by degradation of interface components by hydrolysis as by decreasing the mechanical properties of the polymer matrix, a process known as “plasticization” [21].

The actual bonding performance of self-etch adhesives is very variable in comparison with total-etch adhesives, even more if they are submitted to an aging process. Its variation not only depends on the class of self-etch adhesives but also on the type of functional monomers included in their composition [22]; therefore, the objective of this *in vitro* study was to determine the micro-tensile bond strength (MTBS) of seven commercial total-etch or self-etch adhesive systems after 24 h and 5,000 thermal cycles. The null hypothesis was that dentin MTBS values would not be affected by adhesive type or thermal aging treatment.

Materials and methods

Forty-two extracted human third molars were used in this study. They were hand-scaled, cleaned and stored in a

solution of distilled water and thymol at 4 °C for <1 month post-extraction. Each tooth was perpendicularly sectioned to expose a flat mid-coronal dentin surface, which was then polished under running water with 600-grit silicon carbide papers (Buehler, Lake Bluff, IL, USA) to create a standardized and clinically relevant smear layer. The dentin surfaces were verified for the absence of enamel and/or pulp tissue exposure under a light stereomicroscope (Olympus SZX7, Hamburg, Germany).

Then, teeth were divided into seven experimental groups ($n = 6$), according to the adhesive systems tested: two total-etch adhesives (Adper Scotchbond 1 XT, 3 M ESPE; and XP Bond, Dentsply), two two-step self-etch adhesives (Adper Scotchbond SE, 3 M ESPE; and Filtek Silorane Adhesive System, 3 M ESPE) and three one-step self-etch adhesives (G-Bond, GC; Xeno V, Dentsply and Bond Force, Tokuyama Dental). All adhesive systems were applied in accordance with manufacturers' instructions (Table 1).

In all cases, composite core buildups were constructed with three incremental layers (2 mm each) of a light-cured universal hybrid resin composite (A3 VITA shade; Filtek Z250, 3 M ESPE, St. Paul, MN, USA), except for Filtek Silorane Adhesive System (chemically incompatible with methacrylate-based resins), which requires its own specific composite (Low Shrink Posterior Restorative). Each increment was photopolymerized for 20 s with a light-emitting diode (LED) Demetron I unit (Kerr, Orange, CA, USA), with a minimum light output of 550 mW/cm².

Bonded teeth were kept intact, with the resin–dentin interface entirely surrounded by resin bonded to the outer enamel rim, and were therefore only indirectly exposed to water. Half of the samples in each group were randomly selected for storage in distilled water for 24 h at 37 °C. The remaining specimens were thermocycled for 5,000 cycles between 5 and 55 °C with a dwell time of 30 s.

Once the two aging treatments were completed, all bonded teeth were sectioned longitudinally with a low-speed diamond saw (Accutom 50, Struers, Copenhagen, Denmark) using copious amounts of water in the “x” and “y” directions, producing stick-shaped specimens with a square bonded area of approximately 1 mm². Up to 15 specimens were collected per tooth.

These specimens were attached with cyanocrylate glue (Loctite Gel, Henkel, Düsseldorf, Germany) to a modified Bencor Multi-T testing apparatus and were individually stressed to failure in tension using a universal testing machine (Instron 3345, Instron Corp., Canton, MA, USA) at a cross-head speed of 1 mm/min. A digital calliper with an accuracy of 0.001 mm (Mitutoyo Corporation, Aurora, IL, USA) was used to measure the sides of the bonding interface and calculate the bonding area in mm². Micro-tensile bond strength data were expressed in megapascals

Table 1 Adhesives tested with corresponding pH, composition, instructions for use and type (according to the manufacturer's information)

Adhesives	Composition	Instructions for use	Type
Adper Scotchbond 1 XT (3 M ESPE)	HEMA, Bis-GMA, DMA, methacrylate functional copolymer of polyacrylic and polyitaconic acids, water, ethanol, nanofiller, photo-initiator	Acid etch: phosphoric acid (Scotchbond Etchant, 3 M ESPE): 35 % (15 s). Rinse (10 s). Blot excess water using a cotton pellet or mini-sponge. Do not air dry Adhesive: apply 2–3 consecutive coats of adhesive for 15 s with gentle agitation using a fully saturated applicator. Gently air thin for 5 s to evaporate solvent. Light cure for 10 s	Total-etch
XP Bond (Dentsply)	HEMA, butyl alcohol, PENTA, carboxylic acid modified DMA, UDMA, TEGDMA	Acid etch: phosphoric acid (conditioner 36, Detry): 36 % (15 s). Rinse (15 s). Remove excess water using a cotton pellet or by blowing gently. Do not desiccate dentin Adhesive: apply to all the cavity surfaces uniformly. Avoid pooling. Gently air thin for 5 s to evaporate solvent. Light cure for 10 s	Total-etch
Adper Scotchbond SE (3 M ESPE) pH 1	Primer: water, HEMA, surfactant, pink pigment Adhesive: UDMA, TEGDMA ₂ , TMPTMA, HEMA, MHP, zirconia nanofiller, camphorquinone	Primer: apply to the cavity so that a continuous red-colored layer is obtained on the surface Adhesive: scrub into the entire wetted surface of the bonding area for 20 s. Pink color will quickly disappear, indicating that the etching components are activated. Air dry thoroughly for 10 s. Apply second coat to entire bonding surface. Gentle air application. Light cure for 10 s	Two-step self-etch
Filtek Silorane Adhesive System (3 M ESPE) pH 2.7	Primer: phosphorylated methacrylates, Bis-GMA, HEMA, water, ethanol, silane-treated silica filler, Vitrebond™ copolymer, initiators, stabilizers Adhesive: hydrophobic DMA, phosphorylated methacrylates, TEGDMA ₂ , silane-treated silica filler, initiators, stabilizers	Primer: application for 15 s with black micro-brush, followed by gentle air dispersion and 10 s of light curing Adhesive: application with green micro-brush, followed by gentle air dispersion and 10 s of light curing	Two-step self-etch
G-Bond (GC) pH 1.8	4-MET, UDMA, phosphate monomer, DMA component, fumed silica filler, acetone, water, photo-initiator	Apply to dried cavity and leave undisturbed for 10 s. Dry thoroughly under maximum air pressure for 5 s in the presence of vacuum suction. Light cure for 10 s	One-step self-etch
Xeno V (Dentsply) pH < 2	Bifunctional acrylic amides, acrylamido alkylsulfonic acid, "inverse" functionalized phosphoric acid ester, acrylic acid, <i>ter</i> -butanol, butylated benzenediol, water, camphorquinone	Apply twice, wetting all cavity surfaces uniformly with each application, then gently agitate the adhesive for 20 s. Evaporate solvent by thoroughly blowing with air for at least 5 s. Avoid pooling. Light cure for 20 s	One-step self-etch
Bond Force (Tokuyama Dental) pH 2.3	HEMA, acid phosphoric acid monomer, Bis-GMA, TEGDMA ₁ , ethanol, water, camphorquinone	Apply to the entire cavity and rub the adhesive at the margins with light finger pressure for 20 s or more immediately after application. Apply gentle indirect air for 5 s and then blow the surface with strong air for 5 s or more. Light cure for 10 s	One-step self-etch

4-MET 4-methacryloxyethyl trimellitic acid, UDMA urethane dimethacrylate, DMA dimethacrylate, TMA trimethacrylate, PENTA dipentaerythritol penta-acrylate phosphate, HEMA 2-hydroxyethyl methacrylate, Bis-GMA bisphenol glycidyl methacrylate, TEGDMA₁ triethyleneglycol dimethacrylate, TEGDMA₂ tetraethyleneglycol dimethacrylate, TMPTMA trimethylolpropane trimethacrylate (hydrophobic TMA), MHP methacrylic phosphates

(MPa). All the specimens which experienced a pre-testing failure (whether it occurred during section, manipulation or fixation processes) were discarded for the statistical analysis.

When the tensile test ended, fractured sticks were carefully removed from the apparatus and observed by a single operator under a stereomicroscope at a magnification of up to 50× to determine the mode of failure: adhesive (between adhesive and dentin), cohesive (dentin or composite resin) or mixed (simultaneous adhesive and cohesive

fractures). Characteristic de-bonded specimens (with MTBS values and failure patterns similar to those most frequently detected in each experimental group) were sputter-coated with gold (SCD 005 Sputter Coater, BalTec, Balzers, Liechtenstein) and observed under scanning electron microscopy (SEM; Hitachi VP-SEM S-3400N, Tokyo, Japan).

The influence of adhesive system, thermal aging and their interactions on MTBS was analyzed by two-way

ANOVA. Subsequent comparisons were performed with Tukey HSD and Student's *t* tests. All statistical testing was performed at a pre-set alpha of 0.05 using IBM SPSS 19 (IBM Company, Chicago, IL, USA) for Windows software.

Results

The results are displayed in Table 2. Two-way ANOVA test revealed that the MTBS values were significantly influenced by the adhesive system ($F = 175.7; p < 0.001$), the thermal aging procedure ($F = 281.6; p < 0.001$) and the interaction of both factors ($F = 9.6; p < 0.001$).

After 24 h of water storage, MTBS results were ranked into three significantly different subsets ($p < 0.05$): highest MTBS values were achieved with the total-etch adhesives Adper Scotchbond 1 XT and XP Bond and the two-step self-etch systems Adper Scotchbond SE and Filtek Silorane Adhesive System, with no significant differences among them; intermediate values were observed with the one-step self-etch adhesive Bond Force; and lowest values were obtained with the one-step self-etch adhesives G-Bond and Xeno V, with no significant difference between them.

After thermocycling 5,000×, significantly higher mean MTBS values were achieved with the total-etch adhesive XP Bond than with any other systems tested. Intermediate values were observed with Filtek Silorane Adhesive System, Adper Scotchbond SE and Adper Scotchbond 1 XT, with no significant differences among them. The lowest values were obtained using G-Bond and Xeno V, with the other one-step self-etch adhesive Bond Force showing significantly higher values than G-Bond but similar values to Xeno V.

The influence of thermal aging on MTBS values was analyzed by Student's *t* test. After thermocycling, MTBS values were significantly lower than those obtained after 24 h of immersion for all the systems evaluated.

Most of the failures detected were adhesive (Table 2). Pre-testing failures were more frequent after thermocycling with all of the adhesive systems, more markedly with one-step self-etch adhesives G-Bond and Xeno V.

Figures 1, 2, 3, 4 and 5 depict SEM images of fractured surfaces of dentin bonded with Adper Scotchbond SE, Filtek Silorane Adhesive System, G-Bond, Xeno V and Bond Force adhesives after 24 h (a) and 5,000 cycles (b). After 24 h of water storage, failures with the two-step and one-step self-etch adhesives were mainly at the top of the hybrid layer, and the dentin structure was undetectable (Figs. 1a, 2a, 3a, 4a and 5a). We highlight the presence of multiple droplets within the adhesive when G-Bond was applied (Fig. 3a). After thermocycling, most failures were again in the adhesive, with the dentin being completely covered by adhesive (Figs. 2b, 4b and 5b). With Adper Scotchbond SE (Fig. 1b) and G-Bond (Fig. 3b), fractures occurred at the bottom of the hybrid layer and the dentin structure could be detected; tubules appeared occluded and collagen fibrils were observed with the former adhesive, whereas G-Bond tubules were open and few resin tags were visible.

Discussion

According to this study of seven currently available adhesive systems, bond strength is dependent on the system

Table 2 Mean MTBS values in MPa (sd), MTBS reduction after thermal aging (%), number of tested samples (*n*), pre-testing failures (%) and type of failure for each adhesive system

Adhesives	Mean MTBS in MPa (sd)		MTBS reduction after thermal aging (%)	<i>n</i>		Pre-testing failures (%)		Type of failure (adhesive/cohesive/mixed)	
	24 h	5,000×		24 h	5,000×	24 h	5,000×	24 h	5,000×
Adper Scotchbond 1 XT (3 M ESPE)	33 (4.3) a*	21.2 (2.5) b*	35	47	39	0	11.7	34/4/9	33/2/4
XP Bond (Dentsply)	34.9 (3.9) a*	31.9 (2.7) a*	8	46	43	0	5.2	34/2/10	33/1/9
Adper Scotchbond SE (3 M ESPE)	31.7 (2.8) a*	21.5 (3.4) b*	31	49	35	0	15.8	44/2/3	33/1/1
Filtek Silorane Adhesive System (3 M ESPE)	32.3 (2.8) a*	24.1 (3.3) b*	25	46	37	2.2	11.1	39/2/5	31/0/6
G-Bond (GC)	14.8 (1.7) c*	11.1 (2.5) d*	25	39	29	5.8	29.4	39/0/0	29/0/0
Xeno V (Dentsply)	17.9 (3.4) c*	16.6 (1.7) cd*	24	39	28	5.5	25	38/0/1	28/0/0
Bond Force (Tokuyama Dental)	24.2 (3.3) b*	16.1 (3) c*	33	45	35	0	18.7	43/0/2	35/0/0

For each column, different letters indicate significantly different MTBS values among the adhesives systems after 24 h of storage or thermocycling ($p < 0.05$)

* Indicates significant differences between MTBS values after 24 h of storage and thermocycling for the same adhesive system ($p < 0.05$)

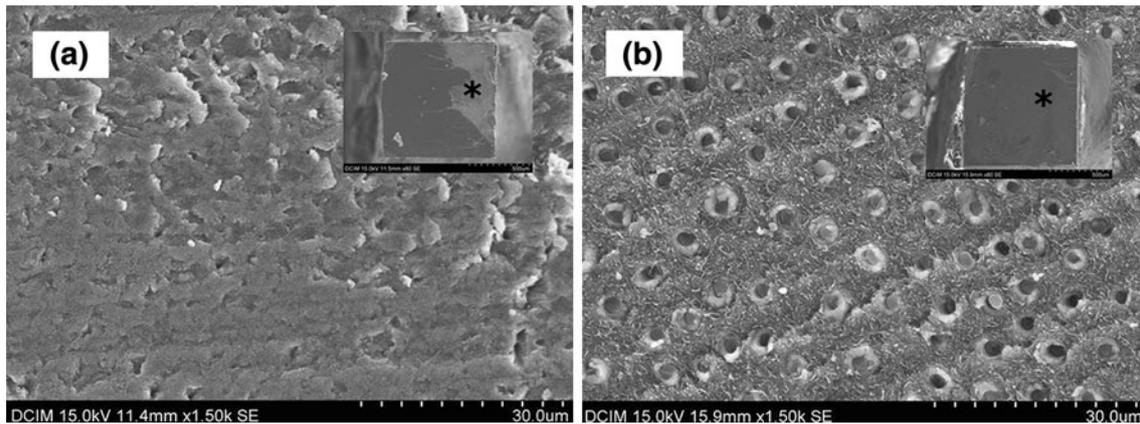


Fig. 1 SEM micrographs of the fractured dentin sides of specimens bonded with Adper Scotchbond SE exhibiting adhesive failures (1,500x). **a** After 24 h of water storage: fracture occurred at the top of

the hybrid layer and the dentin surface was completely covered by resin. **b** After thermocycling 5,000×: fracture occurred at the bottom of the hybrid layer, and most of the tubules were occluded by resin

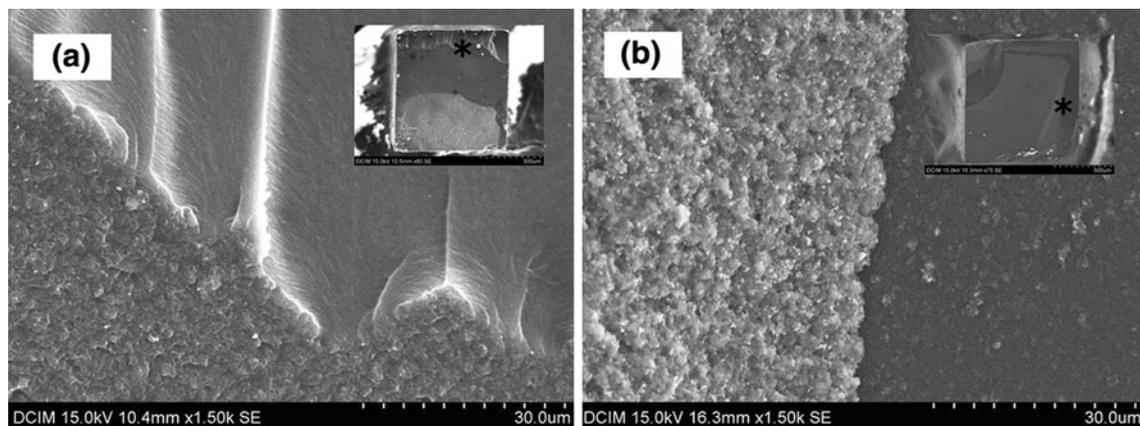


Fig. 2 SEM micrographs of the fractured dentin sides of specimens bonded with Filtek Silorane Adhesive System exhibiting mixed failures after 24 h of water storage (**a**) and thermocycling 5,000× (**b**).

In both cases, dentin was covered with the adhesive, and failures could be detected between resin composite and adhesive and between adhesive and dentin (1,500x)

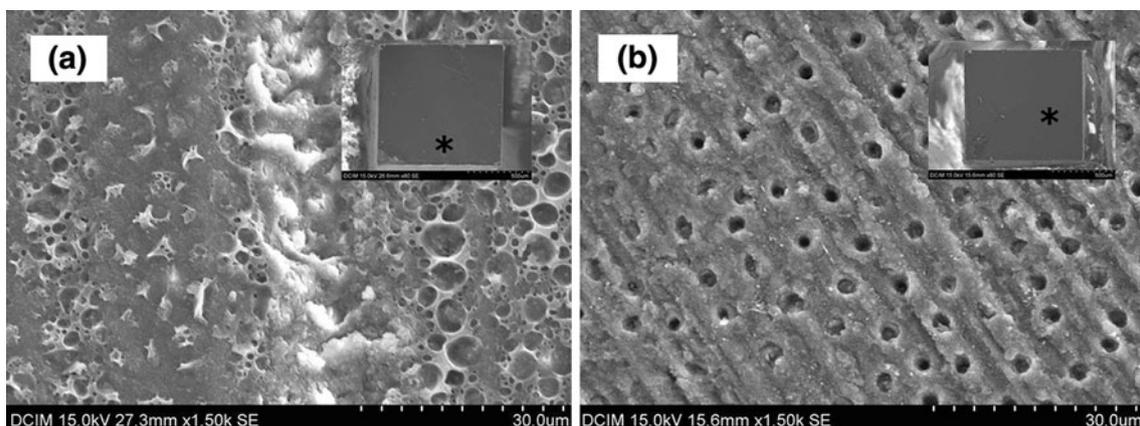


Fig. 3 SEM micrographs of the fractured dentin sides of specimens bonded with G-Bond exhibiting adhesive failures (1,500x). **a** After 24 h of water storage: in a magnified image, numerous droplets were

observed in the adhesive layer. **b** Thermocycling 5,000×: most of the tubules were patent, although a few resin tags could be detected

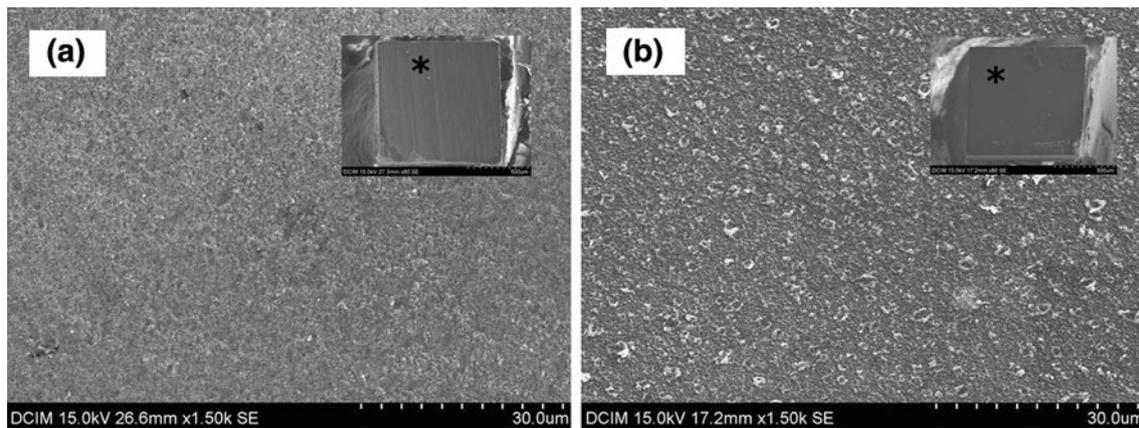


Fig. 4 SEM micrographs of the fractured dentin sides of specimens bonded with Xeno V showing adhesive failures after 24 h of water storage (a) and thermocycling 5,000× (b). In both cases, the fracture

occurred above the hybrid layer and the dentin was completely covered by the adhesive (1,500×)

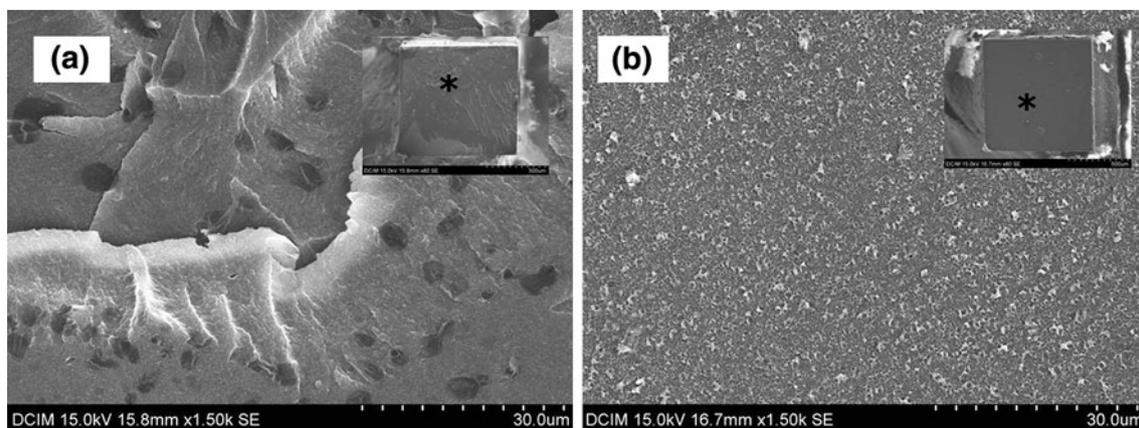


Fig. 5 SEM micrographs of the fractured dentin sides of specimens bonded with Bond Force (1,500×). a After 24 h of water storage: a mixed failure was produced, observing an adhesive fracture plus some

remnants of composite resin. In a magnified image, a cohesive fracture of the adhesive could be seen. b After thermocycling 5,000×: the dentin surface was completely covered by the adhesive resin

used, while thermal aging has a deleterious effect on the adhesive resistance of all the systems analyzed.

Total-etch and two-step self-etch adhesives exhibited the highest MTBS values after 24 h of water storage, consistent with previous reports [5, 23, 24]. The favorable performance of the total-etch adhesives Adper Scotchbond 1 XT and XP Bond is well documented, and they serve as reference techniques in current research [18, 25–28]. Few data are available on the properties of the two novel two-step self-etch adhesives evaluated, Adper Scotchbond SE and Filtek Silorane Adhesive System [29, 30], although the performance of the second was recently reported to be similar to that of Clearfil SE Bond, considered a gold standard [30]. Both two-step self-etch adhesives exhibited a decline in bond strength after thermocycling in the present study, in agreement with previous research [18].

However, Adper Scotchbond SE and Filtek Silorane Adhesive System differ from typical two-step self-etch

adhesives. Thus, Adper Scotchbond SE is similar to a one-step self-etch adhesive where liquid A is a HEMA-water solution without etching capacity [30] that changes color from pink to yellow after application of liquid B, which contains the acidic monomers. The color change confirms that the solutions are adequately mixed and the acidic monomers are activated. Applying water and acidic monomers in separate solutions may help to achieve a stable adhesive interface and lengthen the shelf life of the product [30]. Another favorable factor may be the application of a second coat of liquid B (as instructed by the manufacturer), which provides a hydrophobic solvent-free adhesive layer [9]. Liquid B also contains bonded zirconia nanofiller that helps to develop a uniform and thicker layer, which could improve the relief of contraction stresses and preserve the integrity of the adhesive interface [31–33]. In fact, in the present study, no pre-testing failures were detected after 24 h of water storage with this adhesive,

similar to previous reports [30]. For its part, Filtek Silorane Adhesive System requires separate light curing of the primer and bonding, thereby establishing the bonding to dentin mechanism in the first application step, as in one-step self-etch adhesives [34]. There may be several reasons for its good MTBS outcomes. Thus, the vitreous copolymer reinforcement and silane-treated silica filler may promote a dense adhesive interface with high affinity for hard dental tissues. Furthermore, the strong hydrophobia of the adhesive system may endow the bonding layer with exceptional hydrolytic-resistant characteristics and simultaneously optimize its interaction with the composite resin [34]. Finally, the low polymerization shrinkage of silorane composite resin implies less stress and, therefore, a lower likelihood of maladjustment on the bonding interface [35]. The bonding capacity of both two-step self-etch adhesives could be observed in the respective SEM images, in which failures appeared at the top of the hybrid layer within the adhesive resin and the dentin remained covered, with no visualization of its structure (Figs. 1, 2).

Thermocycling samples $5,000\times$ in water at temperatures between 5 and 55 °C corresponds to approximately 6 months of *in vivo* functioning [36]. The aging effect induced by thermocycling relies on the ability of hot water to accelerate the hydrolysis of non-protected collagen and leaching of poorly polymerized resin monomers and to generate repetitive contraction/expansion stresses at the bonding interface [19, 37]. The interface undergoes a process known as plasticization, with a decrease in its mechanical properties [21]. Accordingly, thermocycling produced a reduction in bond strength for all adhesives evaluated in the present study and caused an increase in pre-testing failures for all adhesive systems tested.

Previous studies reported that the resin–dentin interface remained stable with total-etch adhesives due to the protective effect of the surrounding enamel rim, hindering water diffusion [17, 18]. Nevertheless, we found significant differences between the total-etch adhesives after the aging treatment. Micro-tensile bond strength values of the samples bonded with Adper Scotchbond 1 XT showed a marked reduction in MTBS values after thermocycling, evidencing hydrolytic degradation. The previous version of this adhesive, Scotchbond 1, was found to produce hybrid layers without complete infiltration of the mineral-depleted collagen layer [38], attributed to the presence of polyalkenoic acid copolymer in its composition [38, 39]. This acid reacts with calcium and forms a gel that limits infiltration of the collagen matrix by resin monomers [40, 41]. *In vivo* degradation of the interface generated with this adhesive was reported after 1 year [40].

Although the bond strength values of XP Bond also decreased after thermocycling, they did not show such an

accentuated deterioration. XP Bond mainly differs from Adper Scotchbond 1 XT in the type of solvent, as its novel chemistry incorporates butyl alcohol, which has similar vapor pressure to ethanol (used with water in Adper Scotchbond 1 XT), but does not carry the risk of esterification of functional monomers [6]. This component may be responsible for the higher stability and lower hydrolytic degradation of the adhesive interface produced by XP Bond in comparison with Adper Scotchbond 1 XT. Another reason could be the chemical interaction of XP Bond with dentin components. It is hypothesized that this interaction is due to the formation of calcium phosphate complexes derived from mineral apatite in the dentin and phosphate esters in the adhesive functional group [25]. One-step self-etch adhesives have been widely reported to yield the lowest bond strength values, regardless of the aging treatment used, consistent with the deficient performance of these adhesive systems [2, 6, 8, 9, 18, 39]. Their high hydrophilicity and extensive water sorption have been reported to affect the mechanical stability of the adhesive interface [4, 10, 18].

However, we found marked differences among the three one-step self-etch adhesives after 24 h of water storage. Thus, in comparison to Bond Force, MTBS values were significantly lower for Xeno V and G-Bond and their percentage of pre-testing failures was higher, consistent with a recent report of inferior outcomes with G-Bond [4, 6]. In contrast, other authors reported similar MTBS values for Xeno V, Bond Force and XP Bond after 24 h of water storage [5], although they did not use the same resin with all systems, unlike in the present study (with the exception of one product), and their results would have been influenced by the different stiffness and contraction of the restorative composites at the adhesive interface [42].

According to the manufacturer, Bond Force produces a multiple point interaction with dentin calcium due to the presence of several functional groups per molecule, which may improve the bond strength. Moreover, Bond Force contains HEMA, whereas Xeno V and G-Bond do not, and this water-soluble monomer facilitates infiltration of the collagen matrix, thereby enhancing bond strength to dentin, and improves the miscibility of the adhesive components, avoiding a phase separation between the solvent and monomers [33, 43, 44].

A further difference among these one-step self-etch adhesives is the degree of acidity, with Bond Force and Xeno V being considered mild and G-Bond intermediately strong. We highlight that pre-testing failures of up to 25 % were observed with Xeno V and G-Bond. All three one-step self-etch adhesives showed adhesive fractures after thermocycling $5,000\times$, but fractures with Bond Force and Xeno V were at the top of the hybrid layer and the dentin remained covered by the adhesive (Figs. 4b, 5b), whereas

fractures with G-Bond were at the bottom of the layer and the dentin structure was visible, with only a few tubules occluded by the adhesive (Fig. 3b).

Several factors may have contributed to the reduced durability of the interface generated by Xeno V and G-Bond. In the case of Xeno V, no published data are available on the durability of the interface with dentin substrate, although a low degree of conversion with high concentrations of hydrophilic monomers was reported for previous versions of this product [14, 45]. It should be noted that incompletely cured acidic monomers produce a continuous etching of the dentin during water storage [46]. G-Bond contains 4-MET as functional monomer, which seems to have a low affinity for chemical bonding to hydroxyapatite [47], and it is HEMA-free, therefore the water separates from the other ingredients [12, 43]. For this reason, it is recommended to use an air-drying technique [15, 48, 49] to remove water-filled droplets retained in the adhesive layer and solvent residues [15], which would otherwise contribute to the formation of voids [43]. However, it was reported that even a strong air-drying technique was unable to eliminate all droplets at the dentin surface [48]. In the present study, SEM images of fracture specimens revealed multiple droplets within the interface produced with G-Bond (Fig. 3a). Moreover, due to the absence of HEMA, a high concentration of acetone is included in this adhesive. Although this solvent is extremely volatile when it binds to water, its evaporation ratio is low and complete evaporation of water/solvent cannot be achieved, even with strong air drying [49, 50]. The presence of residual solvent impairs adequate polymerization [50] and has been related to the increased permeability found with one-step self-etch adhesives [14].

The results of this *in vitro* study revealed that the lowest MTBS results were obtained by one-step self-etch adhesives after both aging treatments; thus, a reduction in steps decreases the MTBS values and increases the susceptibility of the adhesive interface to water degradation. Micro-tensile bond strength values were significantly reduced after thermocycling for all the adhesives tested. Further studies of these novel materials are needed to consolidate these results.

Acknowledgments The authors wish to thank Yudi Gómez for the technical support in the laboratory of the University of Granada (Spain).

Conflict of interest The authors declare that they have no conflict of interest.

References

1. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore Memorial Lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003;28:215–35.
2. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater.* 2005;21:864–81.
3. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res.* 1994;73:1212–20.
4. Perdigão J, Gomes G, Gondo R, Fundingsland JW. *In vitro* bonding performance of all-in-one adhesives. Part I. microtensile bond strengths. *J Adhes Dent.* 2006;8:367–73.
5. Yazici AR, Celik C, Ozgünaltay G, Dayangaç B. Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent.* 2007;32:166–72.
6. Sarr M, Kane AW, Vreven J, Mine A, Van Landuyt KL, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B, De Munck J. Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Oper Dent.* 2010;35:94–104.
7. Hashimoto M, Tay FR, Ito S, Sano H, Kaga M, Pashley DH. Permeability of adhesive resin films. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;74:699–705.
8. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermocycling. *Dent Mater.* 2005;21:999–1007.
9. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater.* 2008;24:90–101.
10. Yiu CK, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carrillo MR, Tay FR. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomaterials.* 2004;25:5789–96.
11. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent.* 2002;30:371–82.
12. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. *J Dent Res.* 2007;86:739–44.
13. Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C, Huang C, Prati C, Breschi L, Ferrari M, Pashley DH, Tay FR. *In vivo* and *in vitro* permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res.* 2004;83:459–64.
14. Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, Biasotto M, Contardo L, Breschi L. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci.* 2005;113:525–30.
15. Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Effect of air-drying and solvent evaporation on the strength of HEMA-rich versus HEMA-free one-step adhesives. *Dent Mater.* 2008;24:1316–23.
16. Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials.* 2005;26:1035–42.
17. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* 2003;82:136–40.
18. Osorio R, Pisani-Proença J, Erhardt MC, Osorio E, Aguilera FS, Tay FR, Toledano M. Resistance of ten contemporary adhesives to resin–dentine bond degradation. *J Dent.* 2008;36:163–9.
19. Abdalla AI, Feilzer AJ. Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. *J Dent.* 2008;36:611–7.
20. International Organization for Standardization. ISO/TS 11405:2003 Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. WHO, Geneva, Switzerland

21. Ferracane JL, Berge HX, Leung BW. In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res.* 1998;42:465–72.
22. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2011;27:17–28.
23. Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW Jr. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater.* 2003;19:758–67.
24. Hürmüzlü F, Ozdemir AK, Hubbezoglu I, Coskun A, Siso SH. Bond strength of adhesives to dentin involving total and self-etch adhesives. *Quintessence Int.* 2007;38:206–12.
25. Latta MA. Shear bond strength and physicochemical interactions of XP Bond. *J Adhes Dent.* 2007;9(suppl 2):245–8.
26. Perdigão J, Lopes MM, Gomes G. In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II-ultramorphological evaluation. *Oper Dent.* 2008;33:534–49.
27. Saboia VP, Silva FC, Nato F, Mazzoni A, Cadenaro M, Mazzotti G, Giannini M, Breschi L. Analysis of differential artificial ageing of the adhesive interface produced by a two-step etch-and-rinse adhesive. *Eur J Oral Sci.* 2009;117:618–24.
28. Margvelashvili M, Goracci C, Beloica M, Papacchini F, Ferrari M. In vitro evaluation of bonding effectiveness to dentin of all-in-one adhesives. *J Dent.* 2010;38:106–12.
29. Duarte S Jr, Phark JH, Varjão FM, Sadan A. Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging. *Dent Mater.* 2009;25:589–600.
30. Mine A, De Munck J, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T, Yoshida Y, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness of two contemporary self-etch adhesives to enamel and dentin. *J Dent.* 2009;37:872–83.
31. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin–dentin bonding area. *J Dent Res.* 1993;72:1434–42.
32. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res.* 2000;79:812–7.
33. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007;28:3757–85.
34. Mine A, De Munck J, Van Ende A, Cardoso MV, Kuboki T, Yoshida Y, Van Meerbeek B. TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin. *Dent Mater.* 2010;26:524–32.
35. Bouillaguet S. Biological risks of resin-based materials to the dentin–pulp complex. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004;15:47–60.
36. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27:89–99.
37. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005;84:118–32.
38. Osorio R, Ceballos L, Tay F, Cabrerizo-Vilchez MA, Toledano M. Effect of sodium hypochlorite on dentin bonding with a polyalkenoic acid-containing adhesive system. *J Biomed Mater Res.* 2002;60:316–24.
39. Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater.* 2005;21:110–24.
40. Koshiro K, Inoue S, Sano H, De Munck J, Van Meerbeek B. In vivo degradation of resin–dentin bonds produced by a self-etch and an etch-and-rinse adhesive. *Eur J Oral Sci.* 2005;113:341–8.
41. Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Heterogeneous distribution of single-bottle adhesive monomers in the resin–dentin interdiffusion zone. *Dent Mater.* 2001;17:277–83.
42. De Munck J, Arita A, Shirai K, Van Landuyt KL, Coutinho E, Poitevin A. Microrotary fatigue resistance of a HEMA-free all-in-one adhesive bonded to dentin. *J Adhes Dent.* 2007;9:373–9.
43. Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res.* 2005;84:183–8.
44. Van Landuyt KL, Snauwaert J, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2008;24:1412–9.
45. Nunes TG, Ceballos L, Osorio R, Toledano M. Spatially resolved photopolymerization kinetics and oxygen inhibition in dental adhesives. *Biomaterials.* 2005;26:1809–17.
46. Wang Y, Spencer P. Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules. *J Dent Res.* 2005;84:350–4.
47. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004;83:454–8.
48. De Munck J, Ermis RB, Koshiro K, Inoue S, Ikeda T, Sano H, Van Landuyt KL, Van Meerbeek B. NaOCl degradation of a HEMA-free all-in-one adhesive bonded to enamel and dentin following two air-blowing techniques. *J Dent.* 2007;35:74–83.
49. Monticelli F, Osorio R, Pisani-Proença J, Toledano M. Resistance to degradation of resin–dentin bonds using a one-step HEMA-free adhesive. *J Dent.* 2007;35:181–6.
50. Torkabadi S, Nakajima M, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Bonding durability of HEMA-free and HEMA-containing one-step adhesives to dentin surrounded by bonded enamel. *J Dent.* 2008;36:80–6.