

UNIVERSIDAD DE GRANADA

Facultad de Odontología

Departamento de Estomatología



“Evaluación del efecto de la humedad en la fuerza de adhesión de brackets a esmalte húmedo *versus* esmalte seco con seis sistemas adhesivos distintos”

TESIS DOCTORAL

ANA MARGARIDA RAMOS SINTRA DELGADO

GRANADA 2010

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: Ana Margarida Ramos Sintra Delgado
D.L.: GR 3476-2010
ISBN: 978-84-693-5219-9

M^a ESTRELLA OSORIO RUIZ, PROFESORA TITULAR DEL DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA.

CERTIFICA:

Que los trabajos efectuados en la elaboración de la Memoria de Investigación titulada: "Evaluación del efecto de la humedad en la fuerza de adhesión de brackets a esmalte húmedo *versus* esmalte seco con seis sistemas adhesivos distintos" presentada por Dña. Ana Margarida Ramos Sintra Delgado, han sido realizados bajo mi co-dirección 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 Granada a 27 de Maio del 2010.

Fdo: M^a Estrella

Osorio Ruiz

MANUEL TOLEDANO PEREZ, CATEDRÁTICO DEL DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA.

CERTIFICA:

Que los trabajos efectuados en la elaboración de la Memoria de Investigación titulada: "Evaluación del efecto de la humedad en la fuerza de adhesión de brackets a esmalte húmedo *versus* esmalte seco con seis sistemas adhesivos distintos" presentada por Dña. Ana Margarida Ramos Sintra Delgado, han sido realizados bajo mi co-dirección 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 Granada a 27 de Maio del 2010.

Fdo: Manuel

Toledano Perez

RAQUEL OSORIO RUIZ, CATEDRÁTICA DEL DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA.

CERTIFICA:

Que los trabajos efectuados en la elaboración de la Memoria de Investigación titulada: "Evaluación del efecto de la humedad en la fuerza de adhesión de brackets a esmalte húmedo *versus* esmalte seco con seis sistemas adhesivos distintos" presentada por Dña. Ana Margarida Ramos Sintra Delgado, han sido realizados bajo mi co-dirección 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 Granada a 27 de Maio del 2010.

Fdo: Raquel Osório

Ruiz

AGRADECIMIENTOS

A los Directores de esta Tesis los Drs. D. Manuel Toledano Pérez, Dña. Raquel Osorio Ruiz y Dña Estrella Osorio Ruiz por las orientaciones y confianza que de ellos recibí.

A Dña. Fátima S. Aguilera por su ayuda y incentivo.

A Gertrudis Gómez Villaescusa, por su ayuda en el laboratorio.

A ISCSEM, por 21 años de crecimiento profesional.

A mis colegas de Doctorado por su compañerismo y Carolina por su ayuda.

Al Profesor Martins dos Santos por su sabedoria, su alento y incentivo.

Al Profesor Mário Polido por todo su soporte, ayuda y incentivo.

A mis amigos y colegas de la Dirección Clínica del ISCSEM, por su complicidad y apoyo.

A mi amiga Alexandra, por su amistad y compañerismo de toda la vida.

A mis amigas Cristina y Sandra, sin ellas no eres posible.

A los colaboradores de la Clínica Construimos Sorrisos, en especial a Mafalda y Paula, por todo su apoyo.

A mis padres y hermano, por todo su amor, soporte y dedicación.

A mi hija Beatriz, amor de mi vida, por su existencia, su comprensión y tolerancia por mis ausencias.

A los proyectos de investigación MAT 2008-02347/MAT de la Comisión Interministerial de Ciencia y Tecnología, y P08-CTS-3944 y P07-CTS-2568 de la Junta de Andalucía, dentro de los cuales se ha desarrollado este trabajo.

ÍNDICE

I.

ABSTRACT.....
.....9

II.

INTRODUCCIÓN.....
..... 12

II.1. Histomorfología del esmalte dental..... 15

II.2. Adhesión.....
..... 19

II.2.1. Concepto de adhesión..... 19

II.2.2. Fenómenos de superficie que influyen en la adhesión en Odontología.....
.....21

II.2.3. Adhesión al esmalte..... 30

II.2.4. Adhesión al esmalte en Ortodoncia..... 34

II.3.	Sistemas	adhesivos
actuales.....		40

II.3.1.	<u>Composición de los sistemas adhesivos</u>	40
---------	--	----

II.3.2.	<u>Clasificación de los sistemas adhesivos</u>	53
---------	--	----

A.	Sistemas adhesivos de grabar y lavar	54
----	--------------------------------------	----

B.	Sistemas adhesivos autograbadores	58
----	-----------------------------------	----

C.	Ionómeros de vidrio	65
----	---------------------	----

II.4.	El estado del arte en adhesión al esmalte	67
-------	---	----

III.	OBJECTIVOS.....	71
------	-----------------	----

IV.	MATERIAL	Y
MÉTODO.....		
... 73		

1- Diseño del estudio.	
.....	
. 74	
2- Preparación de los especímenes. Composición y procedimientos de adhesión de los sistemas adhesivos.....	
..... 75	
3- Test de despegamiento.	
.....	80
4- Análisis	fractográfico.
.....	81
5- Análisis	estadístico.
.....	82

V.	RESULTADOS
.....	
... 83	

VI.	DISCUSIÓN
.....	
..... 87	

VI.	CONCLUSIONES
.....	
104	

VII.	CONCLUSIONS
.....	
107	

VIII.

BIBLIOGRAFIA

.....

110

I. ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the effectiveness of different adhesives when bonding in a wet field. 50 teeth were divided at random into ten groups of 5 teeth (10 surfaces) each. In half of the groups enamel was kept dried before bonding and in the other half distilled water was applied and enamel surfaces were kept moist after etching and before bonding. Following groups were established: 1) Acid/Transbond XT (wet/dry); 2) Transbond Plus Self Etching Primer (TSEP)/Transbond XT paste (dry/wet); 3) Concise (dry), Transbond MIP (TMIP)/Concise (wet); Fuji Ortho LC (dry/wet); SmartBond (dry/wet). The brackets were placed on the buccal and lingual surfaces of each tooth, and the specimens were stored in distilled water for 24 hours at 37°C and

thermocycled. Brackets were debonded using a Universal testing machine at a cross-head speed of 1mm/mn. ANOVA and Student-Newman-Keuls multiple comparisons were performed ($p < 0.05$). The bonded surfaces were examined with a stereomicroscope to evaluate the mode of failure. Analysis for types of failure was performed by a Chi-Square analysis.

All of the adhesives tested perform properly under wet conditions. No significant differences on shear bond strength were detected for each system under wet and dry conditions except for SmartBond. The shear bond strength of SmartBond was significantly lower under dry conditions than in a wet field.

The most of the failures for all adhesives were mixed except for SmartBond that were in the adhesive-bracket interface.

In conclusion, when bonding under wet conditions the adhesives tested showed an adequate bonding capacity.

II. INTRODUCCIÓN

La unión de materiales restauradores al tejido dentario constituye una de las grandes áreas de investigación en Odontología desde que Buonocore, en 1955, describió la técnica de grabado ácido del esmalte. A partir de ese momento la adhesión de las resinas al esmalte

quedó prácticamente resuelta, considerándose una técnica predecible y duradera que ha permitido ampliar las posibilidades terapéuticas hasta límites antes impensables en campos de la Odontología como la Operatoria Dental, la Prostodoncia, la Preventiva o la Ortodoncia.

Debido a la sensibilidad de la técnica adhesiva, factores como el tipo de sustrato dentario, la viscosidad, el pH, la concentración del ácido utilizado y el tiempo de aplicación del mismo, el grado de humedad del sustrato, el modo de aplicación del adhesivo y la evaporación del solvente, promueven alteraciones en los valores de adhesión de los sistemas adhesivos actuales (Frankenberger y cols., 2000; Perdigão y cols., 2000; Medina III y cols., 2001; Hashimoto y cols., 2004; Mohan & Kandaswamy, 2005; Dal-Bianco y cols., 2006; Reis y cols., 2008; Manso y cols., 2008).

Los sistemas adhesivos han ido surgiendo con el fin de mejorar la adhesión, de simplificar el procedimiento adhesivo y reducir su sensibilidad a la técnica. Un claro ejemplo de ello, es la aparición en los últimos años de los adhesivos autograbadores que contienen monómeros acídicos en solución acuosa, capaces de desmineralizar e infiltrar el tejido, sin necesidad de la aplicación previa de un ácido (Hanning y cols., 1999). Algunos autores refieren que la resistencia

adhesiva obtenida con ellos es inferior a la que producen los adhesivos que requieren del grabado ácido previo (Hara *et al.*, 1999) debido a que producen un patrón de grabado más débil que el ácido ortofosfórico, mientras que otros los consideran una alternativa clínica eficaz (Pashley y Tay, 2001; Toledano y cols., 2001; Osorio y cols., 2003).

Dada la importancia que el conocimiento de los substratos dentarios ha ejercido en la comprensión del mecanismo de adhesión a los mismos, se comenzará por hacer un breve recordatorio de las características morfológicas e histológicas del esmalte dental, substrato adhesivo que será objeto del presente trabajo de investigación.

II.1. Histomorfología del esmalte dental

El esmalte, llamado también tejido adamantino o sustancia adamantina, cubre la dentina en su porción coronaria (Gómez de Ferraris y Campos, 2001). Está constituido químicamente por una matriz orgánica (1-2%), una matriz inorgánica (95%) y agua (3-5%) (Berkovitz y cols., 2002). En la matriz orgánica, el componente más importante es de

naturaleza protéica. Destacan las amelinas y la tuftelina, presentes en mayor o menor medida según las distintas fases de formación del esmalte. Además de estas proteínas específicas, existen proteínas séricas, enzimas y pequeños porcentajes de condroitin 4-sulfato, condroitin 6-sulfato y lípidos (Gómez de Ferraris y Campos, 1999). La matriz inorgánica está constituida por sales minerales cálcicas, básicamente de fosfato y carbonato, en forma de cristales submicrónicos de hidroxiapatita. En esto, el tejido adamantino se asemeja a otros tejidos mineralizados como son la dentina, el cemento y el hueso.

Sin embargo, hay algunas características que hacen del esmalte un tejido único: 1) Deriva embriológicamente del ectodermo y se forma a partir del órgano dental u órgano del esmalte, 2) Su matriz orgánica es de naturaleza proteica, pero el colágeno no participa en su composición, 3) Los cristales de hidroxiapatita del esmalte se hallan densamente empaquetados y son de mayor tamaño que los otros tejidos mineralizados, 4) Las células secretoras de tejido adamantino, los ameloblastos, desaparecen durante la erupción dentaria tras completar su formación. Esto implica que no hay crecimiento ni nueva aposición de esmalte después de la erupción (aunque puede haber remineralización; 5) Es un tejido acelular, avascular y sin inervación (Berkovitz y cols., 2002). También se pueden encontrar oligoelementos

como potasio, magnesio, hierro, flúor, manganeso, cobre, etc. Los iones flúor pueden sustituir a los grupos hidroxilos presentes en el cristal de hidroxiapatita, transformándose en fluorhidroxiapatita. Esta última es resistente a la acción de los ácidos y más resistente a la caries (Ten Cate, 1986).

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" o "capa de agua adsorbida". Su porcentaje en el esmalte disminuye progresivamente con la edad (Gómez de Ferraris y Campos, 1999).

Los cristales de hidroxiapatita en el esmalte están orientados en tres dimensiones y componen la unidad estructural básica denominada "prisma" (Gwinnett, 1990). Los prismas son unas estructuras longitudinales que miden alrededor de 4-6 μm de espesor promedio y que se dirigen desde la unión amelodentinaria hasta la superficie del esmalte (Mjor y Pindborg, 1974). La longitud de los prismas es mayor que el propio espesor del esmalte pues su trayecto es sinuoso. El número de prismas varía en relación con el tamaño de la corona, oscilando entre 5 y 12 millones. El conjunto de prismas forma el esmalte prismático que constituye la mayor parte de este tejido dentario. La relación entre los

cristales dentro de cada prisma y en la región interprismática es de especial interés. Los cristales confluyen desde el eje central del prisma, continuando con su inclinación lateral hasta que se ubican perpendicularmente respecto del prisma en la región interprismática (Ten Cate, 1986). La razón por la cual los cristales asumen esta configuración en el esmalte se debe a la acción de los ameloblastos y sus procesos de Tomes durante la formación del mismo. El aspecto de los prismas y de la región interprismática en un corte transversal ha sido comparado con el contorno del ojo de una cerradura (Meckel, 1965). Un modo conveniente de describir dicho “ojo de cerradura” es dividiéndolo en cabeza y cola. Los prismas se relacionan entre sí de tal modo que entre las cabezas se inserta la cola perteneciente a un prisma contiguo (Mjor y Pindborg, 1974).

Además de la unidad estructural básica, la estructura histológica del esmalte está compuesta por las unidades estructurales secundarias, que se originan a partir de los prismas, como resultado del diferente grado de mineralización o del cambio del recorrido de los prismas y de la interrelación del esmalte con la dentina subyacente o la periferia medioambiental. Algunas de las unidades estructurales secundarias son las estrías de Retzius, las laminillas o fisuras del esmalte, los penachos de Linderer, las bandas de Hunter-Schreger, el esmalte nudoso, la conexión amelodentinaria, los husos adamantinos, las periquimatías y las líneas de

imbricación de Puckerill (Ten Cate, 1986; Gómez de Ferraris y Campos, 1999).

El esmalte es casi completamente homogéneo en su estructura y composición, independientemente de su profundidad y localización. Sin embargo, en la unión amelodentinaria y en algunas áreas de su superficie externa su estructura es aprismática (Gwinnett, 1990). Es decir, la sustancia adamantina mineralizada no constituye ni configura prismas (Berkovitz y cols., 2002) y los cristales están dispuestos paralelamente entre sí y perpendiculares a la superficie (Van Meerbeek y cols., 1996). El espesor de este esmalte aprismático es de unas 30 micras y está presente en todos los dientes primarios y en un 70% de los dientes permanentes. En estos últimos se encuentra ubicado en mayor medida en las regiones cervicales y en las fosas y fisuras, pero está ausente en las superficies cuspideas (Gómez de Ferraris y Campos, 1999).

Cabe destacar que la estructura prismática altamente mineralizada del esmalte hace de éste tejido el más duro del organismo, sin embargo, este alto contenido mineral también condiciona su elevada fragilidad (Mjor y Pindborg, 1974). La elasticidad del esmalte es muy escasa y depende de la cantidad de agua y de sustancia orgánica que posea. La resistencia superficial del esmalte a ser rayado o a sufrir deformaciones de cualquier índole decrece desde la superficie libre a la conexión amelodentinaria (Gómez de Ferraris y Campos, 2001).

II.2. Adhesión

II.2.1. 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.

Los materiales capaces de unir dos superficies se denominan adhesivos, mientras que los materiales a los que se aplica el adhesivo se denominan adherentes (McCabe, 1958). El espacio virtual que hay entre las superficies unidas se denomina interfase.

La adhesión puede conseguirse por medio de dos mecanismos: mecánico y químico. En la adhesión mecánica el adhesivo

simplemente se imbrica en las zonas retentivas del adherente. Cuando las irregularidades superficiales, responsables de la adhesión tienen dimensiones apreciables a simple vista se denomina adhesión macro-mecánica, mientras que en la adhesión micro-mecánica las irregularidades son microscópicas (Nakabayashi y Pashley, 1998). En el caso de la adhesión química, el adhesivo tiene una afinidad química por la superficie del adherente. Si la atracción es producida por fuerzas de Van der Waals o puentes de hidrogeno, el enlace resultante puede ser relativamente débil; por otra parte, la formación de enlaces iónicos o covalentes puede dar lugar a un enlace más resistente.

Cualquiera que sea el mecanismo de adhesión utilizado, el adhesivo debe ser capaz de humedecer la superficie a adherir para que se establezca un contacto íntimo entre el adhesivo y el adherente. En el caso de fijación mecánica, el adhesivo debe fluir con facilidad por la superficie a adherir y penetrar en todas las zonas retentivas para formar la unión.

La capacidad de un adhesivo para humectar una superficie puede evaluarse midiendo el ángulo de contacto que se forma cuando se aplica una gota de este adhesivo sobre la superficie. Para obtener una buena humectación se requiere que el ángulo de contacto sea bajo,

idealmente cerca de 0°. Ángulos de contacto elevados indican un mojado deficiente y la formación de glóbulos (McCabe, 1988; Milosevic, 1992; Erickson, 1992; Perdigão y Ritter, 2001). Por tanto, la humectabilidad es el primer requisito para la adhesión (Erickson, 1992) y depende de dos parámetros físicos fundamentales: la tensión superficial del adhesivo y la energía superficial libre del adherente.

La condición que ha de cumplirse para que la humectabilidad sea máxima es que la tensión superficial del líquido aplicado (adhesivo) sea menor que la energía superficial del substrato dentario. La humectabilidad también está directamente relacionada con la rugosidad del substrato (Wenzel, 1936).

Se puede establecer que el proceso de adhesión en Odontología se fundamenta en el siguiente proceso:

- acondicionamiento del adherente con el fin de modificar su morfología y/o su estructura química;
- imprimación del adherente, gracias a la aplicación de una sustancia química previa con la finalidad de hacer el substrato o adherente más humectable por el adhesivo;
- aplicación del adhesivo.

Estos tres pasos no tienen porqué darse siempre, ni de forma diferenciada. Pueden darse de forma simultánea o faltar alguno de ellos.

II.2.2. Fenómenos de superficie que influyen en la adhesión en Odontología

En la naturaleza, la materia se encuentra distribuida en fases que son porciones homogéneas de sustancia separadas entre sí por interfases. Normalmente se estudia la materia contenida dentro de cada fase, sus propiedades, su comportamiento, etc., ya que la materia en la superficie es muy pequeña (salvo excepciones, como ocurre en una dispersión o en una pompa de jabón). Pero se debe tener en cuenta que las superficies poseen propiedades peculiares que influyen en procesos como el de la adhesión (Toledano y cols., 2003a).

Las posibles fases en contacto son líquido con gas, líquido con sólido o con otro líquido, sólido con gas o sólido con otros sólidos. La más importante en Odontología y en el estudio que vamos a realizar es el contacto entre líquidos y sólidos, ya que será el agua y el sistema adhesivo (líquido) el que entre en contacto con el esmalte (sólido) (Toledano y cols., 2003a).

Todo sistema tiende espontáneamente a distribuir su volumen exponiendo la menor cantidad de superficie para tener mayor estabilidad. Por ejemplo, cuando se ponen en contacto dos gotas de un mismo líquido tienden a unirse para formar otra mayor y reducir así la relación superficie/volumen. Si esto no ocurriera, los líquidos tenderían a dividirse en gotitas cada vez más pequeñas sin existir cohesión alguna.

A la zona de contacto entre dos superficies se le llama interfase. Las propiedades que se dan en la interfase son los fenómenos de superficie o propiedades superficiales. Estos fenómenos están íntimamente relacionados entre sí e incluyen la tensión superficial, la energía superficial, la humectabilidad o capilaridad, la adsorción y la adhesión (O'Brien, 1997). Sobre ellos influyen características del propio líquido como son la temperatura o la viscosidad de la sustancia. Estas propiedades son importantes en diversos procesos en Odontología, como es la adhesión a los tejidos dentales. Los fenómenos de superficie son característicos de las fases condensadas, especialmente de los líquidos, ya que por su elasticidad de forma, en ellos se da lugar a una serie de fenómenos típicos (Toledano y cols., 2003a).

En cuanto al tejido dental, los fenómenos de superficie tienen una gran importancia debido a que el esmalte se compone de

hidroxiapatita, que tiene una alta energía superficial (Toledano y cols., 1999a; Akinmade y Nicholson, 1993). La energía superficial es mayor cuanto mayor sea la superficie (O'Brien, 1997). En el esmalte, después del grabado ácido, la energía superficial aumenta debido a la eliminación de la cutícula ó capa orgánica compuesta de proteínas y bacterias.

A continuación se estudiará la tensión superficial, la humectabilidad, la penetración capilar, la viscosidad, la temperatura y la forma en que estas propiedades físico-químicas afectan la relación del adhesivo con el esmalte.

II.2.2.1. Tensión superficial y energía de superficie

Como se ha descrito anteriormente, la atracción molecular se produce en una sustancia formando como una especie de membrana tensa que ejerce fuerza hacia el interior y que actúa como una piel, resistiendo a la extensión o la penetración (O'Brien, 1997). Esta membrana es la tensión superficial y es responsable tanto de la forma como de la deformación que adquieren los fluidos en la interfase (Toledano y cols., 2003a).

Toda sustancia posee una energía superficial. Los átomos y las moléculas en la superficie de los líquidos y sólidos poseen más energía que aquellos que se encuentran en el interior (O'Brien, 1997; Macchi, 2007). En el caso de los líquidos esta energía se llama tensión superficial y en caso de los sólidos esta energía se llama energía superficial (O'Brien, 1997).

Así, tensión superficial es la energía libre adicional que los átomos o moléculas de la superficie de una sustancia tienen sobre aquellas que se encuentran en el interior (O'Brien, 1997). Por lo tanto, la tensión superficial se puede definir como la fuerza por unidad de longitud (mN/m), o bien, como la energía libre por unidad de superficie (mJ/m^2) (Toledano y cols., 2003a).

El término tensión superficial se suele utilizar cuando una de las fases en la interfase es gaseosa, mientras que el término tensión interfacial se mantiene en general para definir cualquier tipo de interfase líquido-gas, líquido-líquido o líquido-sólido (Toledano y cols., 2003a).

Matemáticamente, la tensión interfacial se puede describir con una ecuación. Supóngase que se coloca una gota de líquido sobre una superficie sólida, el líquido quedará en una posición de equilibrio debido a su relación con el sólido y con el gas. Existirán tres fases (sólido, líquido y gas) que estarán en contacto. Esta situación viene definida por una ecuación, la ecuación de Young Laplace, que establece el equilibrio entre las tres interfases sólido-vapor, sólido-líquido y líquido-vapor.

El equilibrio viene dado por:

$$\gamma_{SV} - \gamma_{SL} = \gamma_{LV} \cos\theta$$

De donde:

γ_{SV} = tensión interfacial de la interfase sólido-vapor.

γ_{SL} = tensión interfacial de la interfase sólido-líquido.

γ_{LV} = tensión interfacial de la interfase líquido-vapor.

θ = ángulo de la tangente a la gota en el punto de contacto entre el sólido y el líquido, que por definición, corresponde al ángulo de contacto.

Esta ecuación tiene gran importancia, ya que establece que las tensiones interfaciales son propiedades de equilibrio, y esto sirve como base para poder explicar los fenómenos interfaciales más comunes como la adsorción, la extensión, el mojado y la adhesión. La ecuación es válida siempre que tengamos definidos los valores de equilibrio de los parámetros interfaciales, lo que no sucede en el caso de que la superficie no sea plana, lisa, isótropa, homogénea (Toledano y cols., 2003a).

Entre los métodos que pueden dar medida de la tensión superficial, se encuentra el basado en la geometría de la gota. Este método ofrece grandes ventajas respecto al resto de las técnicas convencionales:

- Se necesitan pequeñas cantidades de líquido para su realización.
- Se puede aplicar tanto a interfases líquido-vapor como a interfases líquido-líquido.
- Permiten aislar la interfase del exterior, evitándose la contaminación ambiental y, además, pudiéndose llevar un control de la temperatura tan importante en la medida de la tensión interfacial.
- El sistema no interfiere en la interfase, lo que permite tener una medida más exacta de los parámetros interfaciales (Holgado, 1996).

El procedimiento experimental en las técnicas basadas en la geometría de la gota asienta en la formación de dos tipos de gotas: sésil y pendiente, que constituyen dos interfases curvas estáticas clásicas, para posteriormente evaluar la geometría de las mismas. La gota sésil se obtiene al depositar una pequeña cantidad de líquido sobre una superficie, mientras que la gota pendiente se obtiene suspendiendo una gota en el extremo de un capilar.

En lo que respecta al sistema adhesivo que pueda usarse para la adhesión, interesa que su tensión superficial sea baja y siempre menor que la energía de superficie del esmalte acondicionado para que se mejore la humectabilidad (McCabe, 2006; Combe, 1990; Macchi, 2007), ya que así el líquido "se dejará atraer" por el sólido para entrar en un contacto mayor con él.

II.2.2.2. Humectabilidad

Si la tensión superficial es una propiedad individual e independiente de cada sustancia (O'Brien, 1997), la humectabilidad, al contrario, implica dos superficies que se relacionan entre sí en función, claro está,

de la tensión superficial y/o energía superficial libre de cada sustancia. Esta propiedad es característica cuando se relacionan dos líquidos o un sólido y un líquido, siendo este último supuesto lo que nos interesa.

La humectabilidad indica el grado de extensión que una gota de líquido puede tener sobre una superficie sólida. Está influenciada, como ya hemos dicho, por la tensión superficial que tenga el líquido y por la energía superficial que tenga el sólido.

Esta humectabilidad del líquido sobre el sólido se puede cuantificar midiendo el ángulo (θ) que forma la gota con la superficie (Reisbick, 1985; Macchi, 2007; Skinner, 1993; O'Brien, 1997). Éste ángulo es el ángulo de contacto. Cuanto mayor sea un ángulo de contacto, menor es la humectabilidad o capacidad de mojar la superficie de un cuerpo (en éste caso la dentina). Aquellos líquidos que superan los 90° indican un mal mojado (O'Brien, 1997).

Al entrar en contacto un sólido y un líquido se produce una relación entre ambos. El sólido no puede modificar ni su área ni su forma, por lo que será el líquido el que modifica su forma para adaptarse a la energía que el sólido posee en su superficie (Diaz Peña, 1989). Si la interacción entre las moléculas del sólido y las del líquido son mayores que las del sólido/sólido y que las del líquido/líquido, éste tenderá a cubrir (mojar) lo

máximo posible al sólido, ya que se da una situación energéticamente favorable, formándose un ángulo de contacto menor de 90° (O'Brien, 1997; McCabe, 2006). Por el contrario, si estas interacciones líquido/sólido son menores que las sólido/sólido y líquido/líquido, éste tenderá a disminuir la superficie de contacto, el líquido no moja al sólido y tiene un ángulo de contacto mayor de 90° (O'Brien, 1997; McCabe, 2006).

El ángulo de contacto que forma un líquido sobre una superficie sólida va a depender en gran medida de la naturaleza de las dos sustancias en contacto (O'Brien, 1997). Para un mismo líquido (por ejemplo agua), un cuerpo con baja energía superficial (la cera) conformará ángulos de contacto muy elevados. Sin embargo, un cuerpo con alta energía superficial (el metal) facilitará ángulos de contacto pequeños. De igual forma, sobre una misma superficie, se pueden dar diferentes ángulos de contacto dependiendo de la tensión superficial del líquido.

Un sistema en general y un líquido en particular, tienden a disminuir espontáneamente su superficie. Es por esto que para aumentar la superficie de un sistema hay que hacer un trabajo sobre el mismo. Para que una gota de un líquido moje bien un sólido, debe efectuarse un

trabajo sobre el líquido. Este trabajo se realiza merced a la energía superficial libre del sólido, por lo que al tener la dentina una baja energía superficial - debido a la hidrofobicidad de las fibras de colágeno - (Wege y cols., 2003), para que un líquido moje bien su superficie, debe tener aún más baja tensión superficial (McCabe, 2006).

II.2.2.3. Penetración capilar

Al situar un líquido en el interior de una estructura tubular, se produce una penetración del líquido en su interior. Este movimiento es debido a la presión capilar y está completamente influenciado por la humectabilidad y el ángulo de contacto del líquido sobre las paredes del sólido. Es decir, la energía superficial del líquido crea una presión que arrastra al líquido o sustancia a espacios estrechos o tubos delgados (O'Brien, 1997; Diaz Peña, 1989), como ocurre en la superficie dentinaria.

Así, de lo visto, se deduce que un líquido con baja viscosidad, alta tensión superficial y bajo ángulo de contacto, penetrará más rápidamente que otro con propiedades opuestas.

II.2.2.4. Viscosidad

Condiciona la fluidez del material. Una viscosidad baja permite una mejor fluidez y adaptación del material a la superficie dental (Toledano y cols., 2003a; Macchi, 2007).

II.2.2.5. Temperatura

Influye directamente en la viscosidad y, por lo tanto, en la posibilidad de penetrar en la dentina. A mayor temperatura, menor viscosidad (Macchi, 2007). También influye en la tensión superficial (Díaz Peña, 1989). A mayor temperatura, menor tensión superficial y una mayor humectabilidad.

II.2.3. Adhesión al esmalte

La superficie intacta del esmalte es un mal sustrato para la adhesión, ya que está recubierta por una capa orgánica, llamada cutícula, y placa bacteriana de muy baja energía superficial. Este hecho, unido a

la existencia de la capa aprismática en la superficie del esmalte, exige eliminar la capa superficial del mismo cuando se pretende la técnica adhesiva. De esta forma, al exponer la capa subsuperficial del esmalte con su estructura prismática, y hacer actuar sobre él un ácido fuerte, este solubilizará los prismas con distinta intensidad, creando una superficie micro-retentiva ideal para la adhesión (Toledano y Osório, 2000).

La adhesión al esmalte es uno de los problemas mejor solventados en Odontología desde que Buonocore, en 1955, tras comprobar que el uso industrial del ácido fosfórico mejoraba la adhesión de tintas y resinas a las superficies metálicas, lo aplicó al esmalte de dientes extraídos para hacerlo más receptivo a un procedimiento adhesivo.

Los objetivos del grabado ácido del esmalte son eliminar el barrillo generado durante la instrumentación, crear microporosidades en su superficie por la disolución parcial de las estructuras prismática e interprismática, lo que eleva su rugosidad microscópica (Retief y cols., 1987) y la superficie de contacto entre el esmalte y la resina. Además, aumenta su energía superficial lo que permite la perfecta imbricación de la resina en el tejido adamantino (Busscher y cols., 1987).

Desde la descripción del grabado ácido, la concentración de ácido ortofosfórico y el tiempo de aplicación del mismo se han ido reduciendo, de tal forma que actualmente se recomienda su uso en una concentración que oscila entre el 30 y el 40% (Silverstone, 1975) durante 15-30 segundos, puesto que es el que crea un patrón más retentivo. Este ácido remueve aproximadamente 10 micras de la superficie del esmalte, generando una capa porosa de entre 5 y 50 micras de profundidad (Retief, 1973; Silverstone, 1974; Gwinnett, 1971) y da lugar a tres patrones morfológicos distintos. El más común, llamado del tipo I, comprende fundamentalmente la remoción del núcleo de los prismas del esmalte, permaneciendo intacta la periferia. El patrón de tipo II es exactamente el opuesto al tipo I: los tejidos de la periferia de los prismas se disuelven y los núcleos permanecen intactos. El patrón III es menos homogéneo y se pueden encontrar regiones similares a las de los patrones I y II (Gwinnett, 1971; Silverstone, 1975). Por motivos conservadores se ha investigado la aplicación de ácidos más débiles o en concentraciones más bajas que las actualmente aceptadas. Algunos estudios comprobaron que ácidos como el fosfórico al 10%, el nítrico al 2.5% y el maleico al 10% grababan el esmalte con la misma eficacia que el fosfórico al 37% (Berry, 1990; Blosser, 1990; Gwinnett y García-Godoy, 1992). Sin embargo, los resultados de otros estudios indicaron que ácidos en concentraciones más bajas producen valores menores de adhesión *in vitro* cuando se aplicaban durante el tiempo recomendado por los fabricantes (Triolo, 1993) y originaban patrones

morfológicos cualitativamente distintos a los obtenidos con el ácido ortofosfórico del 32% al 37% (Perdigão y Ritter, 2001).

Es importante considerar que la superficie intacta del esmalte suele ser más resistente al grabado ya que en ella el esmalte puede ser aprismático y con frecuencia tiene un mayor contenido de flúor (García Barbero y Kessler, 1997). Además, el grabado del esmalte cortado actúa en función de la zona de los prismas que se exponen al ácido. El mejor efecto se consigue cuando el ácido ataca las cabezas de los prismas porque produce una descalcificación mayor en el centro que en la periferia, de forma que se crean unos microporos de 5 a 15 micras de profundidad, que son altamente retentivos.

Una vez grabado el esmalte, se aplica una resina con unas propiedades físicas específicas para humedecer correctamente la superficie como son una baja viscosidad y una tensión superficial baja, de tal forma que los monómeros penetran en las microporosidades por atracción capilar y copolimerizan entre sí. La resina envuelve los cristales de apatita y los hace resistentes al ácido (Gwinnett y Matsui, 1967; Hotta y cols., 1992), además se imbrica formando prolongaciones dentro de las microporosidades, estableciéndose una capa híbrida (Nakabayashi y cols., 1991).

Por tanto, el mecanismo por el que se establece la adhesión al esmalte es micro-mecánico, basado en la penetración de los monómeros en las micro-retenciones del esmalte. Si la capa híbrida que se forma es de calidad, ofrecerá resistencia al ataque ácido. Aunque es fundamental que los monómeros tengan capacidad de difundir a través de la superficie desmineralizada del esmalte (Gwinnett y Matsui, 1967), no existe una correlación clara entre la profundidad de penetración de la resina en el esmalte grabado y la fuerza de adhesión resina-esmalte producida (Legler y cols., 1989).

II.2.4. Adhesión al esmalte en Ortodoncia

Los aparatos fijos en Ortodoncia son instrumentos usados para mover los dientes y ofrecer completo control sobre ellos en los tres ejes y planos del espacio. Tal procedimiento consta, en esencia, de bandas y brackets perfectamente adaptadas y cementadas a los dientes y de arcos de distintos espesores fijados a los brackets de manera que las fuerzas originadas de esa unión muevan los dientes para una u otra posición en la búsqueda de la normalidad (Bennet y McLaughlin, 1997).

En el caso de la Ortodoncia entran en juego tres tipos de sustrato: el diente, el adhesivo y el bracket. Por consiguiente, siempre se crean dos interfases: adhesivo-diente y adhesivo-bracket. Dos tipos de adhesión son posibles en ortodoncia: la adhesión mecánica que se realiza por la penetración del material adhesivo en las rugosidades de la superficie y la adhesión química que corresponde a la unión íntima, a escala molecular entre la base del bracket y el adhesivo. Se puede llevar a cabo en forma de uniones iónicas o covalentes. La adhesión debe ser un proceso reversible que no deje secuelas una vez finalizado el tratamiento (Brantley, 2001).

Uno de los problemas que se plantea en el cementado directo de los brackets es la presencia de humedad en la cavidad oral, siendo considerada una de las principales causas de fallo en la adhesión. En situaciones clínicas la humedad puede deberse a la presencia de agua residual, de los fluidos orales, como la saliva, el exudado gingival o la sangre (Bishara, 1998; Littlewood, 2000).

Desde la introducción del grabado ácido del esmalte (Buonocore, 1995), el cementado directo de los brackets con adhesivos resinosos

(Newman, 1965) se adoptó como una fase muy importante en el montaje de los aparatos fijos (Zachrisson, 1977; Mizrahi, 1983).

Un adhesivo se puede requerir simplemente para unirse a una superficie, por ejemplo, el esmalte. Los adhesivos son resinas fluidas de baja viscosidad que mojan la superficie de esmalte grabado, siendo, asimismo, atraídas hacia las microporosidades por efecto de la atracción capilar, formando prolongaciones de resina que permiten una micro-retención mecánica (Buonocuore, 1955; Perdigão *et al*, 2000; Van Landuyt y cols., 2007).

La técnica de grabado ácido hace que el esmalte sea una superficie ideal para la adhesión. Si la superficie del esmalte es tratada con un ácido apropiado, la fase mineral puede ser grabada en forma selectiva. En Ortodoncia, el grabado con ácido fosfórico es la técnica más eficaz y más utilizada para la preparación de la superficie del esmalte. Cuando se prepara el esmalte con ácido ortofosfórico al 30-40% se produce un aumento de la energía superficial y aparición profusa de microporosidades. El grabado con ácido poliacrílico se basa en la adhesión con resinas modificadas de ionómero de vidrio, híbridos de silicatos y cemento de carboxilato. El ácido poliacrílico que contiene iones de sulfato residuales reacciona con la superficie del esmalte para

producir un depósito de sulfato cálcico cristalino esferoidal blanco, al cual se adhiere la resina adhesiva. Este fenómeno es conocido como crecimiento cristalino. Presenta algunas ventajas sobre la técnica del grabado con ácido ortofosfórico: la superficie del esmalte no se daña significativamente, el descementado y limpieza del esmalte son más fáciles, existe una pérdida mínima de la capa externa del esmalte rica en flúor y quedan pocos o ningún resto de resina en el esmalte después del descementado. Por otro lado, un lavado inadecuado que no retire completamente la solución de ácido poliacrílico o un aclarado demasiado vigoroso que retire los cristales formados puede reducir la resistencia a la adhesión (Brantley, 2001).

La contaminación causada por los fluidos orales podría inducir la obliteración de las porosidades provocadas por el grabado ácido y la reducción de la energía superficial; la penetración de la resina se queda bloqueada y la retención micro-mecánica comprometida (Rajagopal, 2004). El efecto del detrimento que causa la humedad en la adhesión al esmalte, puede incluir la absorción del agua y el efecto de plastificación en los polímeros de resina (Eliades, 2002). Debido a sus propiedades hidrofóbicas y a la ausencia de adhesión química, las resinas compuestas usadas para cementación de brackets implican una serie de pasos delicados y un campo de trabajo completamente seco (Cohen, 2003).

El principio de acción de los adhesivos autograbadores reside en una desmineralización y una infiltración simultánea de la resina. Permite realizar en un solo paso los procesos de grabado ácido e imprimación del esmalte, lo que ahorra tiempo en el proceso de adhesión. Comercializado por primera vez, para uso ortodóncico con el nombre de Transbond plus primer autograbador (TPPA-3M-Unitek Dental Products, Monrovia, Calif.), este adhesivo presenta ventajas indiscutibles.

En las tres últimas décadas las fórmulas adhesivas han sido modificadas, de modo que actualmente sistemas de doble pasta (Newman, 1978), adhesivos sin mezcla (Millet y Gordon, 1994), fotopolimerizables (Lovius y cols. 1987; O'Brien y cols. 1989) y brackets revestidos con adhesivos (Cooper y cols., 1992; Ash y Hay, 1996) están disponibles para el cementado en Ortodoncia. La adhesión de brackets al esmalte con resinas compuestas tradicionales envuelve una serie de etapas técnicamente sensibles y requiere un campo operatorio completamente seco debido a las propiedades hidrofóbicas y a la ausencia de adhesión química que estas resinas presentan (Cohen, 2003).

Las resinas fotopolimerizables tienen menos pasos a seguir por el operador, lo que implica resultados más rápidos y más fiables. Su capacidad de adhesión no es superior a las resinas autopolimerizables. El adhesivo fotopolimerizable es el que proporciona el sistema de limpieza más fácil con el menor esfuerzo necesario. A las resinas autopolimerizables (Concise 3M), se les debe permitir una polimerización completa durante 5 minutos después del fraguado inicial antes de incorporar arcos activos a los brackets. Todos los trabajos científicos muestran que este grupo ofrece los mayores niveles de resistencia a la tracción.

Los cementos de ionomero de vidrio modificados con resina (RMGIC) son materiales híbridos (Toledano y cols., 2003) que fueron desarrollados para resolver los problemas de sensibilidad a la humedad de las resinas y la baja fuerza mecánica inicial de los ionomeros de vidrio, manteniendo por otro lado las ventajas clínicas de los ionomeros de vidrio convencionales: adhesión química al esmalte, adhesión en medio húmedo (Cacciafesta, 2004) y liberación de flúor (Cohen, 2003; Gordon, 2003; Pascotto, 2004).

Una posible solución para el problema de adhesión en medio húmedo fue el desarrollo de adhesivos no sensibles a la humedad.

Estos adhesivos son adaptaciones de sistemas adhesivos dentinarios, compuestos por agentes hidrofílicos como el HEMA, que permite un menor ángulo de contacto y una extensión de la molécula, la cual realmente se adhiere a la resina compuesta (Rajagopal, 2004). Están constituidos de una resina hidrófoba, monómeros hidrófilos que mejoran la infiltración de la resina en una superficie húmeda, y un solvente. El solvente, que puede ser acetona o alcohol, permite atrapar la humedad de la superficie del esmalte. Existen dos adhesivos hidrófilos comercializados para uso ortodóncico: el Transbond MIP (TMIP 3M- Unitek, Calif.) y Ortho Solo (Ormco). Se pueden asociar estos dos adhesivos a cualquier composite quimiopolimerizable o fotopolimerizable. Su utilización clínica requiere, después del grabado ácido y secado de la superficie del esmalte hasta el aspecto blanquecino, la aplicación del adhesivo sobre la superficie y el secado, a continuación, con el fin de evaporar el solvente contenido en el adhesivo. Este es el único parámetro que difiere del modo de aplicación de las resinas habituales (Toledano, 2003).

Mientras que algunos fabricantes proclaman las ventajas de la insensibilidad a la humedad de sus productos, otros introducen adhesivos activos en humedad basados en cianocrilato (Karamouzou, 2002). El SmartBond (Gestenco International, Goteborg, Sweden) es un adhesivo unifásico, compuesto por cianocrilato que polimeriza en presencia de agua (Eliades, 2002). Una de las ventajas de los adhesivos

de cianocrilato es la capacidad de polimerización en una fina capa a temperatura ambiente, sin catalizador, aplicando presión en medio húmedo (Al-Munajed, 2000).

Hoy en día es muy difícil, para el ortodoncista, elegir el material de cementado, pues hay una gran cantidad de estos productos disponibles en el comercio de los materiales odontológicos.

Como base fundamental, el conocimiento de las propiedades y características del esmalte y su interacción con los diferentes biomateriales es esencial para el éxito de los tratamientos ortodóncicos.

II.3. Sistemas adhesivos actuales

II.3.1. Composición de los sistemas adhesivos actuales

El principal objetivo de los sistemas adhesivos es proporcionar retención con materiales basados en resina. Además de tener unas buenas propiedades mecánicas, debido a la contracción de

polimerización de las resinas, se hace necesaria una buena adhesión a los tejidos dentarios para prevenir la separación de ambos sustratos a lo largo de los márgenes de la restauración (Gaengler y cols., 2004).

La capacidad de los sistemas adhesivos está basada en un mecanismo de adhesión doble. El primero consiste en la adhesión a los tejidos dentarios, y el segundo el adhesivo se une a la restauración o al bracket. Este último es un proceso de unión química ó micromecánica. Como se ha referido anteriormente, la unión al esmalte es una adhesión micromecánica que se asume como principal mecanismo de adhesión (Van Meerbeek y cols., 2001).

Considerando los mecanismos de adhesión al esmalte, se pueden definir algunos requisitos para los sistemas adhesivos:

- Tras la desmineralización del tejido se produce la infiltración y polimerización de la resina. Como una consecuencia de la eliminación del barrillo dentinario junto con la desmineralización del esmalte, se hacen necesarias una buena humectabilidad, difusión, penetración y polimerización de los componentes de la resina.

- La unión química se podría conseguir con la adición de monómeros específicos con mayor afinidad por la hidroxiapatita (Vand Landuyt y cols., 2007).

La composición de los adhesivos tiene la finalidad de facilitar y producir los procesos antes mencionados. Los sistemas adhesivos se pueden clasificar en dos grupos principales: sistemas adhesivos de grabar y lavar (*etch and rinse*) y los sistemas adhesivos autograbadores (*self-etch*). Todos ellos contienen ingredientes similares, independientemente del número de botes en el que consista el sistema adhesivo.

Tradicionalmente, los adhesivos contienen monómeros de resina acrílica, solventes orgánicos, iniciadores e inhibidores y, algunas veces, partículas de relleno. Es evidente que cada componente tiene una función determinada.

Componentes resinosos

Como el fin inicial era asegurar un buen enlace covalente entre el adhesivo y el material restaurador basado en resina, los sistemas adhesivos contienen monómeros de resina similares a los que poseen

dichos materiales. Las resinas polimerizables, en los adhesivos, se denominan matriz y tienen como función proveer de continuidad y propiedades mecánicas al adhesivo polimerizado. Los monómeros se pueden considerar como los componentes más importantes del adhesivo; son los constituyentes "clave". Básicamente se pueden distinguir dos tipos de monómeros: los monómeros entrecruzadores que tienen dos grupos polimerizables o más (Coessens V y cols., 2001), y la mayoría de los monómeros funcionales que tienen un grupo químico especial, llamado grupo funcional; este producirá polímeros lineales durante la polimerización, en contraste con los entrecruzadores que formaran polímeros cruzados. Estos polímeros cruzados proporcionan mejores propiedades mecánicas y son importantes para la resistencia de la resina adhesiva (Sheldon, 1982). Algunos monómeros tienen una estructura molecular más compleja, con varios grupos polimerizables y funcionales (Odian, 2004; Atai y cols, 2004). La estructura de los monómeros se puede dividir en partes distintas: uno o más grupos polimerizables unidos por un espaciador a un grupo funcional.

Existen diferentes clases de grupos polimerizables: los grupos acrilatos y, especialmente, los metacrilatos, que son los más comunes. La ventaja de los sistemas acrílicos es su fácil reacción de polimerización y su carácter inodoro e incoloro (Odian, 2004). La principal diferencia entre los grupos acrilatos y metacrilatos es su reactividad. Los acrilatos con su

doble enlace son mucho más reactivos y pueden producir problemas de biocompatibilidad (Peutzfeldt, 1997). Los metacrílicos son menos sensibles a la inhibición por oxígeno (Lee TY y cols., 2004). Ambos tipos de monómero son sensibles a la degradación en agua (hidrólisis) del grupo éster (Salz y cols, 2005). Se ha diseñado un nuevo grupo de monómeros que son las metacrilamidas que tienen un grupo amida (R_1 -CO-NH- R_2) en vez de un grupo éster, que los hace más resistentes al agua (Salz y cols. 2005).

El espaciador del monómero tiene la función de mantener los grupos funcional y polimerizable bien separados, y además la importante función de influir en las propiedades del monómero y las del polímero resultante (Nishiyama y cols., 2004). El espaciador es normalmente una cadena alquílica, pero puede contener otros grupos. La polaridad del espaciador determina la solubilidad de los monómeros en agua y en otros solventes. La hidrofilia del grupo espaciador puede causar absorción de agua, que aumentará la susceptibilidad a la hidrólisis de los monómeros así como la plastificación y decoloración de la resina curada. El tamaño del espaciador determina la viscosidad del monómero y su capacidad de humectar y penetrar. También influye en la flexibilidad de la molécula.

El grupo funcional de los monómeros usualmente exhibe propiedades hidrofílicas, así se le proponen varias finalidades: aumentar la humectabilidad y desmineralización de la dentina, liberar flúor o actuar como antibacteriano. Como promotores de la adhesión, estos grupos incrementan la fuerza de adhesión a dentina mediante sus propiedades hidrofílicas (Watanabe y cols, 1994). Los grupos funcionales más comunes en los monómeros comercializados son fosfatos, ácido carboxílico y grupos alcohol. Los fosfatos y los carboxilos son capaces de disociarse en el agua, liberando protones, y de producir una reacción ácido-base, realizando una desmineralización de la superficie cuando se aplican en suficiente concentración. La agresividad del grabado estará de acuerdo a la acidez de estos grupos. Dependiendo de muchos factores, como su carácter hidrofílico, los monómeros metacrílicos son susceptibles de hidrólisis en soluciones acuosas.

El grado de conversión en los sistemas adhesivos simplificados es menor (Nunes y cols., 2006). La polimerización es inhibida por varios factores tales como la presencia de oxígeno (Gauthier, y cols., 2005), la presencia de agua intrínseca de la dentina y la presencia de solvente residual en el adhesivo (Nunes y cols., 2005; Cardoso y cols, 2005).

Actualmente se está estudiando la biocompatibilidad de los monómeros de resina. Varios trabajos mostraron que los monómeros residuales pueden diluirse en la saliva después de la polimerización y que la degradación de la resina puede permitir la liberación de monómeros dentro de la cavidad oral (Engelmann y cols., 2004). Muchos monómeros pueden ejercer otros efectos tóxicos, además de citotoxicidad, como posibles trastornos endocrinos (Nomura y cols., 2003).

Existen muchos monómeros que son utilizados en los sistemas adhesivos. Entre los monómeros más usados está el ácido metacrílico (MA). Este es un potente corrosivo e irritante debido a su fuerte acidez y por ello puede penetrar rápidamente por los guantes y causar en la piel reacciones alérgicas. El Metil Metacrilato (MMA) es uno de los monómeros más antiguos y se añade a los adhesivos muy esporádicamente; es altamente alergénico (Andreasson y cols., 2003).

El Hidroxietilmetacrilato (HEMA) es un monómero pequeño. Su uso es debido a su buena biocompatibilidad (Geurtsen, 2000), incluso con su alto potencial alergénico (Paranjpe y cols., 2005). El HEMA sin polimerizar es un fluido soluble en agua, etanol y o acetona. Es capaz de evaporarse de la solución adhesiva, pero en muy pequeñas

cantidades (Pashley y cols., 1998). Otra característica importante del HEMA es su hidrofilia, que lo hace un excelente promotor de la adhesión mediante la mejora de la humectabilidad de la dentina y aumentando la fuerzas de unión (Nakaoki y cols, 2000). Tanto polimerizado como en monómero absorbe agua, de forma que cuando está incluido en una cadena polimérica exhibe su hidrofilia permitiendo la sorción de agua (Burrow y cols, 1999).

Entre los dimetacrilatos, los más frecuentes son el Bisfenol A Glicidilmetacrilato (Bis-GMA), el Uretanodimetacrilato (UDMA) y el Trietilenglicoldimetacrilato (TEGDMA), que están directamente relacionados con las propiedades mecánicas del sistema adhesivo. Estos monómeros están caracterizados por su hidrofobia, que los hace insolubles en agua. Esto previene la sorción de agua después de la polimerización. Sin embargo, es inevitable alguna sorción de agua debido a la polaridad de la molécula y a los grupos hidroxilo. A menudo, las resinas adhesivas son una mezcla de monómeros entrecruzadores, y cantidades relativas de Bis-GMA, TEGDMA y UDMA que tendrán una gran influencia en la viscosidad de la resina sin polimerizar y en las propiedades mecánicas de la resina curada (Asmussen y Peutzfeldt, 1998).

El Bis-GMA es altamente viscoso, debido a su alto peso molecular, favoreciendo una baja contracción de polimerización y un rápido endurecimiento (Peutzfeldt, 1997). Los dos grandes anillos aromáticos en su espaciador hacen a dicho monómero muy rígido, lo que tiene un efecto negativo en el grado de conversión, ya que los grupos metacrilatos tienen dificultades para encontrarse. Por lo tanto, se necesita su mezcla con otros monómeros de menor peso molecular para no comprometer la polimerización. Así el UDMA, EGDMA o TEGDMA se usan como diluyentes. El TEGDMA se mezcla con el Bis-GMA para aumentar el grado de conversión y además reduce la resistencia a la flexión del polímero resultante (Asmussen y Peutzfeldt, 1998). El UDMA, también llamado UEDMA es el más común en los sistemas adhesivos. Tiene baja viscosidad y se usa solo o en combinación con TEGDMA o Bis-GMA.

Sistemas iniciadores

Los sistemas adhesivos deben ser polimerizados antes de aplicar el composite; primero, para obtener un grado de polimerización óptimo y una buena resistencia mecánica de la capa de adhesivo (Yoshida y Greener, 1994), y segundo para prevenir el adelgazamiento de la capa de adhesivo por la aplicación del composite.

Para que esta reacción de polimerización se produzca, se requieren pequeñas cantidades de iniciadores. Estos son generalmente moléculas que poseen uniones atómicas con una baja energía de disociación que pueden formar radicales bajo ciertas condiciones (O'dian, 2004). La cantidad de iniciador está directamente relacionada con las propiedades mecánicas de la resina polimerizada (Sun Y Chae, 2000).

Los radicales pueden producirse mediante una variedad de métodos: térmicos, fotoquímicos y redox (O'dian, 2004). En los sistemas adhesivos, los más usuales son los fotoiniciadores y los redox. Los fotoiniciadores absorben la energía electromagnética, mientras los iniciadores redox necesitan la mezcla con otro componente (quimipolimerización o autopolimerización). La principal ventaja de la fotoiniciación de la polimerización es el fácil control de la reacción.

La cantidad de iniciador añadida al sistema adhesivo depende del tipo de iniciador y del sistema adhesivo, pero usualmente es muy pequeña, en un rango del 0.1% al 1%. La concentración óptima de iniciador/co-iniciador en los adhesivos depende de muchos factores, tales como la solubilidad de estos en el monómero, la características de

absorción y la compatibilidad con la unidad de luz usada, su foto-reactividad y biocompatibilidad (Van Landuyt y cols, 2007).

El fotoiniciador más popular en los adhesivos es la canforoquinona, que es combinada con un co-iniciador. Después de la excitación con luz, un complejo es excitado para formar radicales mediante la abstracción de hidrógenos. Las aminas son donantes eficientes de hidrógenos y son muy usadas. La canforoquinona es un excelente fotoiniciador que absorbe longitudes de onda en un espectro de 360-510 nm. Cuando se disuelve en agua, la absorción es de longitudes de onda más bajas de 457 nm, mientras que su disolución en medios menos polares, como el TEGDMA, da lugar a la absorción en un espectro de 474 nm (Moss y cols, 2002). La canforoquinona es un polvo cristalino, y sus moléculas son solamente insolubles en agua. Una de sus principales desventajas es su color amarillo-marrón que tiñe la resina.

Existen otros fotoiniciadores como el 1-fenil-1,2 propanediona (PPD) y los óxidos acilfosfina que también son usados en algunos sistemas adhesivos.

Entre los iniciadores químicos, el más común es el peróxido de benzoilo (BPO) que reacciona con una amina terciaria como co-iniciador. Es incoloro, sólido cristalino, es insoluble en agua, pero soluble

en etanol y acetona. Como todos los peróxidos sufren fotólisis si se expone a la luz, los sistemas adhesivos quimiopolimerizables se deben almacenar siempre en la oscuridad. Las temperaturas elevadas también propician la formación de radicales, por ello se recomienda su almacenamiento en el frigorífico (O'dian, 2004). El peróxido de benzoilo en agua sufre una rápida hidrólisis; por ello no se incluye en los sistemas adhesivos basados en agua, excepto si se almacena en otro bote distinto a esta. Otro iniciador químico es el Tri-n-butil borano (TBB) pero su uso está restringido a los cementos adhesivos.

Inhibidores

Los inhibidores añadidos a las resinas dentales son actualmente oxidantes capaces de eliminar radicales libres originados en una iniciación prematura de la reacción. Especialmente en condiciones extremas de almacenamiento, como altas temperaturas, algunas moléculas iniciadoras pueden descomponerse o reaccionar espontáneamente para formar radicales. Los inhibidores y retardadores previenen la iniciación espontánea y la propagación de la polimerización mediante la neutralización de esos radicales (O'dian, 2004). La cantidad requerida de inhibidores depende de la inestabilidad inherente de los monómeros en el adhesivo. Los más

frecuentes en los sistemas adhesivos son el butilato hidroxitolueno, el butilhidroxitolueno y el monometil eter hidroquinona; esta última es la preferida para resinas hidrofílicas.

Solventes

La adición de solventes a las resinas es indispensable a la composición que los sistemas adhesivos necesitan para adherir a la dentina. La naturaleza húmeda de la dentina solamente permite una buena humectabilidad cuando se aplica un adhesivo hidrofílico (Watanabe y cols, 1994). Mediante la adición de monómeros hidrofílicos por un lado, y un solvente por el otro, el comportamiento de humectabilidad de los adhesivos mejora drásticamente (Tay y Pashley, 2003). La baja viscosidad de los *primers* y las resinas adhesivas es debida en parte a la disolución de los monómeros en un solvente, aumentando su habilidad de difusión en la estructura micro retentiva de la superficie. En los sistemas adhesivos de grabar y lavar, la principal función del solvente, presente dentro del *primer*, y dentro de la combinación *primer*-adhesivo (sistemas de un solo bote) es promover la buena penetración de los monómeros dentro de la red de colágeno en la dentina desmineralizada (Nakajima y cols., 2002).

Los solventes son sustancias capaces de disolver o dispersar una o más sustancias (Morrison y Boyd, 1973). Las moléculas del soluto se separan y los espacios entre ellas son ocupados por las moléculas del solvente. La energía requerida para romper las uniones entre las moléculas del soluto es suplida por la formación de nuevas uniones entre las partículas del soluto y las moléculas del solvente. Los químicos han clasificado los solventes en tres categorías de acuerdo a su polaridad: prótico polar, aprótico bipolar y solventes apolares. El agua y el etanol son solventes próticos polares, mientras que la acetona es aprótico polar. En los sistemas adhesivos los solventes más usados son el agua, la acetona y etanol; el uso de estos solventes orgánicos en los adhesivos se explica por su neutralidad, su disponibilidad y su biocompatibilidad.

Las características más importantes de un solvente son su momento bipolar, su constante dieléctrica, su punto de ebullición, su presión de vapor y su capacidad de unión por hidrógeno. La presión de vapor asegura la buena evaporación del solvente después de su aplicación en el tejido dental (Ikeda y cols., 2005). El secado con aire facilita esta evaporación pero puede disminuir el grosor de la capa de adhesivo (Zheng y cols., 2001). El solvente remanente entorpece la polimerización debido a la dilución de los monómeros formando pompas y

aumentando la permeabilidad de la capa de adhesivo (Hashimoto y cols., 2004).

El agua es un solvente muy polar con una constante dieléctrica alta. Su capacidad de disolver depende de su capacidad de formar puentes de hidrógeno. De todas formas es un solvente de sustancias orgánicas deficiente, que son usualmente muy hidrofóbicas. Es indispensable como solvente en los adhesivos autograbadores, ya que es necesaria para la ionización de los monómeros. En los adhesivos de grabar y lavar el agua es capaz de re-expandir la red de colágeno colapsada (Carvalho y cols., 2003), ya que gracias a su alta constante dieléctrica tiene la capacidad de romper los enlaces de hidrógeno entre las fibras de colágeno (Nakaoki y cols., 2000). Pero debido a su baja presión de vapor y a su alta temperatura de ebullición es difícil eliminarla del diente después de su aplicación. De todas formas, Pashley y cols. (1998) mostraron que monómeros como el HEMA, disminuyen la presión de vapor del agua incluso más, pudiendo interferir con la eliminación de los remanentes de agua. Tay y cols. (1998) mostraron que el exceso de agua en las resinas adhesivas compromete la fuerza de adhesión de los adhesivos debido al atrapamiento del agua en burbujas (fenómeno de sobremojado).

El etanol es un solvente polar que forma enlaces de hidrógeno con los solutos. De todas formas, debido a su baja constante dieléctrica, el etanol es también un solvente apropiado para los solutos menos polares. Su alta presión de vapor comparada con el agua permite una mejor evaporación mediante el secado con aire (Van Landuyt y cols., 2007). Usualmente, el etanol es usado junto con agua como co-solvente. Además, la mezcla de agua-etanol es conocida como aceotrópica (Morrison y cols., 1973), lo que implica que la formación de puentes de hidrógeno entre el agua y el etanol produce una mejor evaporación de este agregado que del agua pura. Esto aumenta la desecación de la superficie. Maciel y cols. (1996) mostraron que el etanol tiene cierto efecto en la rigidez del colágeno desmineralizado. Esto explica por qué el etanol puede mantener los espacios interfibrilares después de la evaporación del solvente (Carvalho y cols., 2003).

La acetona tiene un alto momento bipolar y una relativamente baja constante dieléctrica, lo que le permite disolver compuestos polares y apolares. La acetona es una buena elección como solvente en los sistemas adhesivos que combinan componentes hidrófilos con hidrófobos. Su alta presión de vapor es su principal ventaja, pero disminuye la vida media de los sistemas adhesivos que la contienen. La acetona también puede ir de co-solvente con el agua, aunque la formación de puentes de hidrógeno es mucho más baja. La acetona

tiene mucha facilidad para evaporar el agua debido a su momento bipolar y su excelente capacidad de evaporación (Abate y cols., 2000). Los sistemas adhesivos que contienen acetona deben ser aplicados en superficies de dentina húmeda para evitar el colapso de la red de colágeno desmineralizada. Considerando la baja capacidad de formación de enlaces de hidrógeno de la acetona, esta no es capaz de reexpandir el colágeno desmineralizado (Pashley y cols., 2002).

II.3.2. Clasificación de los sistemas adhesivos

La clasificación de los sistemas adhesivos más comúnmente utilizada era la que se basaba en la cronología de aparición de estos materiales en el mercado y los separaba en generaciones. Sin embargo, esta clasificación carecía de soporte científico, no aclaraba de forma objetiva el número de pasos clínicos durante la aplicación de estos sistemas adhesivos, ni tampoco cómo interactúan con el sustrato (Van Meerbeek *et al.*, 1998).

Van Meerbeek *et al.* (2001, 2003), propusieron una clasificación de los sistemas adhesivos basada en el modo de interacción con el sustrato o mecanismo de adhesión, contemplando también el número de pasos clínicos requeridos durante su aplicación. Según estos autores, los

sistemas adhesivos se clasifican en: 1) de grabar y lavar; 2) autograbadores o 3) ionómeros de vidrio.

A. Sistemas adhesivos de grabar y lavar

Este mecanismo es en el que se basa la mayoría de los adhesivos utilizados actualmente, también conocidos como sistemas de grabado total que comprenden un paso clínico separado para el condicionamiento ácido, con ácido ortofosfórico en 35% a 40% (Nunes y cols., 2001; Breshi y cols., 2003; Van Meerbeek y cols, 2003). En su presentación inicial estos materiales se aplicaban en tres pasos consecutivos: grabado ácido de los sustratos dentarios, imprimación y aplicación de la resina adhesiva.

Una vez desmineralizados los tejidos, la función de los imprimadores (*primers*) es transformar la superficie dental hidrofílica en hidrofóbica para conseguir así la unión de la resina adhesiva. Para ello estos agentes contienen en su composición monómeros polimerizables con

propiedades hidrofílicas, como por ejemplo el HEMA, disuelto en acetona, agua y/o etanol. Estos sirven como vehículos para transportar los monómeros a través del tejido grabado (Inoue y cols., 2000).

Los sistemas adhesivos que contienen solventes orgánicos volátiles como el etanol y la acetona se fundamentan en la capacidad de estos solventes para desplazar el agua remanente, facilitando así la penetración de los monómeros polimerizables a través de las microporosidades generadas por el grabado ácido en la estructura prismática del esmalte, dentro de los túbulos dentinarios abiertos y a través de los nanospacios de la red colágena en la dentina (Tay y cols., 1996a). De esta forma se conseguiría una infiltración completa de los tejidos, al crearse una estrecha relación física con la microestructura tisular, siempre que los tejidos estén previamente humedecidos (Tay y cols., 1996b; Van Meerbeek, 2001).

Los imprimadores solubles en agua contienen fundamentalmente HEMA y ácido polialquenoico. Estos materiales basan su mecanismo de acción en que, tras su aplicación, y al secar la superficie con aire, el agua se evapora, aumentando la concentración de HEMA. Este principio de diferencia de volatilidad del solvente frente al soluto es muy importante. El agua tiene una presión de vapor mucho más alta que el

HEMA; de hecho, a presión atmosférica el HEMA se considera casi involátil. Esto permite su retención, puesto que su solvente, el agua, se evapora durante el secado (Nakabayashi y Pashley, 1998).

El procedimiento de imprimación termina con un choro suave de aire con la finalidad de remover el solvente y dejar una película homogénea y brillante en la superficie. El tercer paso consiste en la aplicación de un agente de unión hidrofóbico, el cual se unirá químicamente a la resina compuesta aplicada en continuación. El resultado de este procedimiento de tres pasos es lo que se llama generalmente de hibridación o formación de capa híbrida (Nakabayashi y cols., 1982) o zona de interdifusión (Van Meerbeek cols., 2001), además de la formación de *tags* de resina. Esta es considerada la más eficaz y estable técnica de adhesión al esmalte (Pneumans y cols., 2005) y a la dentina (Van Meerbek y cols., 2003).

Con el surgimiento de los adhesivos de un solo bote, el procedimiento convencional de aplicación de los sistemas adhesivos de grabar y lavar de tres pasos se redujo a dos pasos, debido a la combinación de los agentes imprimadores y de unión en una sola solución. Básicamente, el actual mecanismo de adhesión empleado por estos sistemas no difiere del realizado por sus precursores de tres pasos. A pesar del

procedimiento clínico utilizándose estos sistemas de dos pasos y ser más sencillo, el tiempo de aplicación no ha sido sustancialmente reducido, ya que se recomienda la aplicación de estos materiales en varias capas, sobretodo de los adhesivos con alto contenido de acetona, para garantizar un espesor suficiente de adhesivo en lo alto de la capa híbrida que hará el papel de amortiguador de tensiones (Van Meerbeek y cols., 2001). El nanorelleno incorporado a algunos de estos materiales también colabora para el establecimiento de una capa de resina uniforme que estabilice la capa híbrida.

Los sistemas adhesivos de gran y lavar de dos pasos necesitan que se aplique una técnica de adhesión húmeda al no realizarse el paso de imprimación de forma independiente. El tejido debe mantenerse húmedo, para evitar que en el caso de la dentina el colágeno desmineralizado se colapse impidiendo la infiltración completa del adhesivo (Perdigão y Frankenberger, 2001). Sin embargo, el control clínico del grado de humedad óptimo es muy difícil y por ello esta técnica se considera bastante sensible (Frankenberger y cols., 2000).

Estudios hechos en esmalte grabado húmedo y seco demostraron no haber diferencias significativas entre los valores de resistencia adhesiva

obtenidos, utilizándose resinas hidrofílicas con acetona (Molls y cols., 2002) o etanol-agua como solventes (Jain y Stewart, 2000).

El problema de la técnica de adhesión húmeda es cuantificar clínicamente el grado de humedad. Es fácil distinguir cuándo la superficie está seca, pero no es tanto diferenciar si está o no demasiado húmeda. Esto conlleva el riesgo de que los monómeros hidrófilos del imprimador no puedan desplazar toda la humedad de la superficie dentinaria, situación que es clínicamente real. Tay y cols. (1996 a y c), la denominaron fenómeno de sobremojado, documentándola ultramorfológicamente. Este exceso de agua afecta a la polimerización de la resina dentro de la capa híbrida, originando una fase de separación de los componentes monoméricos hidrófilos e hidrófobos que da lugar a la aparición de formaciones en ampollas y globulares en la interfase dentina-resina. Estas deficiencias en la interfase indudablemente debilitan la unión y dan lugar a un sellado incompleto de los túbulos (Tay y cols., 1996 a y b). Por otro lado cuando los adhesivos libres de agua se aplican en condiciones secas, se produce una infiltración incompleta de la dentina, formándose lo que Tay y cols. (1996), definieron como "capa híbridoide".

B. Sistemas adhesivos autograbadores

Hoy en día, la conservación o eliminación del barrillo dentinario depende del tipo de adhesivo. En el caso de los sistemas autograbadores, el barrillo dentinario se mantiene, incorporándose a la composición de la capa híbrida formada (Tay y cols., 2001; Toledano y cols., 2001; Osorio y cols., 2003). Al contrario, en los sistemas de grabar y lavar, el barrillo dentinario se elimina por medio de un acondicionamiento de la dentina realizado con ácido (Van Meerbeek y cols., 1998). El barrillo dentinario es un conglomerado de tejido orgánico e inorgánico, subunidades globulares originadas por fibras mineralizadas con un diámetro de 0,05-0,1 μm aproximadamente, proteínas coaguladas, células sanguíneas y en algunas ocasiones microorganismos (Czonstkowsky y cols., 1990; Sen y cols., 1995; Abbott y cols., 1991). El barrillo dentinario resulta de las maniobras terapéuticas practicadas sobre el diente al cortar las superficies de los tejidos mineralizados; además, tiene gran facilidad para adherirse a las paredes de la preparación cavitaria sin poder removerse con una simple aplicación de agua o spray, representando la interfase entre el diente y el material restaurador (Toledano y cols., 2003a). La apariencia ultramorfología de esta capa vista bajo el microscopio electrónico de barrido es irregular, granular y amorfa (Sen y cols., 1995; Osorio y cols., 2003).

El barrillo dentinario posee un grosor aproximadamente de 1-5 μm , aunque dicho grosor depende del tipo y filo del instrumento usado y de si la preparación de la cavidad de la dentina está seca o húmeda (Van Meerbeek y cols., 1993a). Se ha identificado la capa de barrillo dentinario en dos partes, una es el barrillo superficial y la otra el barrillo compactado dentro de los túbulos dentinarios (Toledano y cols., 2003a). La penetración del material residual dentro de los túbulos es aproximadamente de 40 μm de profundidad, lo que tiene lugar por un fenómeno de capilaridad como consecuencia de las fuerzas adhesivas producidas entre los túbulos dentinarios y el material residual (Sen y cols., 1995; Cohen, 2002).

Existe una gran controversia con respecto al barrillo dentinario nacida de las siguientes realidades (Toledano y cols., 2003a):

- a) se ha demostrado que las bacterias pueden vivir y multiplicarse dentro de él, alcanzando la pulpa a través de los túbulos dentinarios;
- b) al cubrir la dentina, el barrillo dentinario puede interferir en los procesos de adhesión con las nuevas generaciones de sistemas adhesivos dentinarios o con los cementos adhesivos.

Los autores partidarios de la conservación del barrillo dentinario se basan en que, si se elimina, desaparece una barrera física que impide la entrada de bacterias a través de los túbulos (Tay y cols., 2000; Sano y cols., 1999; Toledano y cols., 2003b). Al contrario, otros autores son partidarios de eliminar el barrillo dentinario, pues por la acción del ácido, al desmineralizarse la dentina peritubular, se hace mayor el diámetro de los túbulos, asegurándose posteriormente una mayor entrada de resina (Sen y cols., 1995; Çalt y cols., 2000).

Los sistemas adhesivos autograbadores se pueden dividir en dos grupos: los que modifican el barrillo dentinario y los que lo disuelven.

a) Sistemas adhesivos que modifican el barrillo dentinario

Los sistemas adhesivos modificadores del barrillo dentinario evolucionaron a partir de la idea de que este barrillo funciona como una barrera natural para la pulpa, protegiéndola contra una invasión bacteriana e impidiendo que el fluido dentinario pueda afectar la eficacia de la adhesión.

Clínicamente, este grupo de materiales incluyen, básicamente, a los antiguos sistemas adhesivos que requerían un grabado ácido selectivo del esmalte. Muchos de estos materiales ya no se utilizan debido a su ineficacia clínica. Sin embargo algunos materiales usados actualmente, como es el caso de los agentes imprimadores que se aplican previamente a la colocación de resinas modificadas por poliácidos o compómeros también están incluidos en este grupo (Inoue y cols., 2000).

La ineficacia de estos primeros sistemas adhesivos que se unían directamente al barrillo dentinario se debe al hecho de que no conseguían penetrar a través de él. La máxima resistencia al cizallamiento que se obtenía con estas agentes era de 5 MPa. El análisis posterior de las superficies adhesivas mediante microscopía electrónica de barrido mostró que estaban cubiertas de partículas de barrillo dentinario. Esto significaba que los 5 MPa se correspondían con los valores de las fuerzas cohesivas de las propias partículas del barrillo. La verdadera fuerza de adhesión interfacial entre la resina y la parte más superficial del barrillo era superior a 5 MPa, pero desconocida (Inoue y cols., 2000).

Dada la limitada resistencia del barrillo, las dos opciones que quedaban eran eliminarlo o desarrollar agentes que penetraran a través

del mismo hacia el sustrato dentario subyacente. Ambos procedimientos se han aplicado posteriormente con éxito (Watanabe y cols., 1994; Tay y cols., 2000).

b) Sistemas adhesivos que disuelven el barrillo dentinario

El sistema adhesivo alternativo al de grabar y lavar está basado en monómeros acídicos; desmineralizan la estructura dentaria y disuelven el barrillo al mismo tiempo que lo infiltran con los monómeros (Van Meerbeek y cols., 2003). Son actualmente conocidos como autograbadores que se caracterizan por presentar el procedimiento clínico más simplificado.

Los sistemas autograbadores más comunes son de dos pasos: el imprimador ácido con carácter fundamentalmente hidrofílico, seguido de la resina fluida fundamentalmente hidrofóbica. Más recientemente fueron desarrollados los autograbadores de un paso que combinan el acondicionador, el imprimador y la resina adhesiva en una sola aplicación; por eso se les denomina condi-primer adhesivos o “todo en uno”. Estos sistemas adhesivos pueden ser divididos de acuerdo con el número de pasos clínicos y también de acuerdo con su acidez y el respectivo potencial de desmineralización: en fuertes, moderadamente

fuertes y medios (Van Meerbeek y cols., 2001; 2003; 2006; Perdigão, 2007).

La adhesión de los autograbadores más acídicos es similar a los de gravar y lavar. Debido a su acidez (pH igual o inferior a 1), generan en el esmalte un patrón de desmineralización similar al del acondicionamiento ácido (Van Meerbeek y cols., 2003). En la dentina, una gran parte de la hidroxiapatita es eliminada y no se visualizan uniones químicas entre el calcio de la estructura dentaria y los monómeros funcionales. La capa híbrida, con un espesor de cerca de 3 a 4 μ , presenta la formación de *tags*, hibridización de las paredes de los túbulos dentinarios y de los túbulos laterales (Van Meerbeek y cols., 2001). Así, el mecanismo de adhesión subyacente a estos adhesivos está basado en la difusión, igual que los sistemas de gravar y lavar.

El mecanismo de adhesión de los sistemas autograbadores de acidez media (pH próximo de 2) está basado en la hibridización, pero el espesor de la capa híbrida no pasa 1 μ y los *tags* son menos pronunciados (Van Meerbeek y cols., 2003). Comparando con los adhesivos de grabar y lavar, la capa híbrida no está completamente desprovista de hidroxiapatita. La hidroxiapatita residual puede servir como receptor para una interacción intermolecular adicional con

grupos fosfato o carboxílicos de los monómeros funcionales (Yoshida y cols., 2004; Nunes y cols., 2007). Sin embargo, no tienen la capacidad de desmineralización como en el esmalte para inducir una adecuada retención de las resinas compuestas.

Recientemente, surgieron en el mercado nuevos sistemas adhesivos autograbadores cuyo pH es aproximadamente de 1,5. Debido a su interacción con la dentina y su pH, no pueden ser clasificados como fuertes ni como medios. Estos sistemas adhesivos producen una desmineralización completa en lo alto de la capa híbrida, similar a los autograbadores fuertes y una desmineralización parcial en su base, como sucede con el uso de autograbadores de acidez media. La transición entre la capa híbrida y la dentina subyacente no está afectada, es más gradual cuando se compara con similares sistemas de pH inferior (Van Meerbeek y cols., 2006). Se atribuyó el nombre de moderadamente fuertes (Perdigão, 2007). Estos adhesivos son más acídicos que los autograbadores medios, presentando mejores uniones micro-mecánicas con el esmalte y la dentina. La hidroxiapatita residual podrá inducir interacciones químicas con los monómeros del adhesivo, como ocurre con los autograbadores con un pH cerca de 2 (Van Meerbeek y cols., 2006).

La relación entre la profundidad de desmineralización y la extensión de la penetración de la resina es la clave para crear una capa híbrida de calidad. Una infiltración pobre de la resina adhesiva dentro del sustrato desmineralizado deja nano-espacios dentro de la capa híbrida (Sano y cols., 1995; Spencer, 1999) y esta región puede ser susceptible de degradación por la acción de las colagenasas. En el caso de los sistemas autograbadores, como estos materiales desmineralizan la superficie del sustrato dentario y sus monómeros infiltran simultáneamente a través de las microporosidades generadas y a continuación se polimerizan *in situ*, teóricamente no hay diferencia entre la profundidad de desmineralización y la extensión de penetración de dichos materiales (Nakabayashi y Saimi, 1996). La profundidad de desmineralización durante la aplicación del adhesivo depende del tipo de monómero ácido, de la duración de la aplicación y de la composición del sustrato dentario (Miyazaki y cols., 2002).

Los sistemas autograbadores actuales proporcionan grabado ácido e imprimación simultáneamente en el esmalte y en la dentina (Hashimoto y cols., 2008), simplificando el procedimiento clínico de aplicación de estos materiales, debido a la reducción en el número de pasos y a la falta de necesidad de un lavado tras el grabado. Por esto, el uso de los sistemas adhesivos autograbadores parece ser prometedor en cuanto a evitar problemas clínicos importantes como el colapso de

las fibras colágenas debido al secado tras el grabado ácido, el fenómeno de sobremojado resultante de una eliminación insuficiente de la humedad de la superficie grabada en la técnica de adhesión-húmeda (Tay y cols., 1994; Tay y cols., 1997).

En lo que se refiere a la composición, formulaciones como el HEMA y el agua están presentes en casi todos los adhesivos autograbadores, además de moléculas acídicas como monómeros fosfatados y moléculas acídicas orgánicas. En todos los sistemas adhesivos autograbadores, el agua es un componente fundamental, ya que permite la ionización de los monómeros acídicos para que haya una desmineralización de los tejidos dentales duros.

Sin embargo, los bajos valores y difícil previsión de la fuerza adhesiva de los sistemas autograbadores (Sensi y cols., 2005), la naturaleza hidrofílica de sus monómeros acídicos, la cantidad de agua necesaria para la ionización de los monómeros y su comportamiento como membranas semipermeables, permiten el movimiento del agua en la interfase adhesiva, conduciendo con el tiempo, a la degradación hidrolítica de la capa adhesiva (Tay y cols., 2002; Tay y Pashley, 2003). La resistencia al *stress* mecánico y térmico es muy baja (Perdigão, 2007).

c. Ionómeros de vidrio

Los ionómeros de vidrio (GIC- *glass ionomer cement*) surgieron gracias a las investigaciones llevadas a cabo por Wilson y Kent en 1969. La idea original era mezclar un vidrio y un ácido poliacrílico en un intento de obtener un material que tuviera las cualidades estéticas del vidrio y las adhesivas del ácido poliacrílico. Para ser considerado como un GIC, el material en cuestión debe contener ácidos polialquenoicos o policarboxílicos, sales de silicato de aluminio y agua (Mc Lean, 1994). Los GIC continúan siendo considerados el único material con adherencia propia al tejido dentario (Yoshida y cols., 2000). El tratamiento previo con ácido polialquenoico "limpia" la superficie dental, eliminando el barrillo dentinario y exponiendo el colágeno en una profundidad de cerca de 0.5-1 μm (Inoue y cols., 2001a); así, los componentes del GIC se difunden creándose una adhesión micro-mecánica siguiendo el principio de la hibridización (Lien y cols., 1992; Meerbeek y cols., 2001). Sin embargo, una adhesión química es obtenida tras la interacción entre los grupos carboxílicos del ácido polialquenoico y los iones de calcio de la *hydroxyapatita* (Yoshida y cols., 2000). Esta adhesión química adicional puede beneficiar la resistencia a la degradación hidrolítica.

Según su formulación y mecanismo de fraguado, los GIC se clasifican en: 1) Ionómeros de vidrio convencionales y están constituidos por un polvo que es un cristal de fluoraluminiosilicato y por un líquido que es el

ácido poliacrílico. Endurecen solamente mediante una reacción ácido-base; el fraguado es por tanto solo químico, no se activan con luz y siempre se utilizan previa mezcla de los dos componentes; 2) Ionómeros de vidrio modificados con resinas, en los que el polvo es el mismo, pero el líquido está constituido por ácido policarboxílico con grupos acrílicos unidos a él, y la reacción de fraguado ácido-base se complementa con una reacción de fotopolimerización. Esta reacción acrílica puede no darse, de manera que el material es capaz de fraguar en condiciones de oscuridad, aunque lentamente. Con la incorporación de las resinas se pretende aumentar la resistencia o disminuir la solubilidad de los GIC (Burgess, 1995).

Las conclusiones más fiables sobre los sistemas adhesivos deben estar basadas en estudios clínicos a largo plazo, o bien, en estudios *in vitro* (Miyazaki y cols., 2000; Burrow y cols., 1993; Burrow y cols., 1996). Un factor degradante de la unión diente-composite muy conocido es la exposición al agua (Gwinnet y Yu, 1995; Sano y cols., 1999; Armstrong y cols., 2001). Otros factores degradantes son la presencia de solvente residual del adhesivo o remoción insuficiente del agua (De Munck y cols., 2003).

II.4. El estado del arte en adhesión a los sustratos dentales

Aunque los sistemas adhesivos autograbadores sean más fáciles y rápidos de utilizar (Finger y Fritz, 1998), su efectividad en el esmalte es todavía controvertida. Algunos estudios *in vitro* (Hanning y cols., 1999) han determinado que los sistemas autograbadores son equivalentes a los sistemas de grabado total en lo que se refiere a la resistencia adhesiva al esmalte (Hanning y cols., 2001; Oberlander y cols., 2001; Hayakawa y cols., 1998; Miyazaki y cols., 2002b; Toledano y cols., 2001) y a la resistencia a la microfiltración (Gordan y cols., 1998a; Osorio y cols., 2003). Sin embargo, parece ser que la resistencia adhesiva que aportan al esmalte instrumentado es inferior en comparación con los sistemas de grabar y lavar (Hara y cols., 1999) y se ha descrito la formación de zonas secas relacionadas con áreas en las que la capa adhesiva es tan delgada que no se polimeriza de forma adecuada. Además, algunos autores han considerado que la capacidad de descalcificación de los adhesivos autograbadores en el esmalte es insuficiente para la creación de una adhesión eficiente, dado que su acidez es generalmente más débil (Gordan y cols., 1998b). Así, se ha propuesto realizar un grabado ácido previa con ácido ortofosfórico para obtener un patrón de grabado más marcado que permita la infiltración de la resina formando *tags* más anchos y consistentes, lo que se reflejaría en un aumento en la resistencia adhesiva (Gordan y cols., 1998; Toril y cols., 2002). Además, se ha constatado un aumento de la superficie de adhesión, así como de la humectabilidad, lo que repercute en un incremento de la infiltración de la resina (Coli y cols., 1999; Toledano y cols., 1999). Esta mayor infiltración

se ve favorecida por la reducida neutralización de la acidez del monómero que se presenta ante la ausencia del barrillo dentinario (Tay y Pashley, 2001). Otros autores han confirmado su efecto beneficioso en la reducción de la microfiltración en el esmalte (Kubo y cols., 1996).

Otro método propuesto para optimizar la infiltración de los monómeros resinosos y consecuentemente crear uniones más estables y resistentes es alargar su tiempo de difusión (Pióch y cols., 1998) o aplicar una doble capa (Toledano y cols., 2007). Dos capas de primer pueden contribuir a una mayor cobertura de la superficie dentaria, por lo que mejorará la función oral y se va a contrarrestar la acción de la capa inhibida de oxígeno (Frankenberger y cols., 2001). De esta manera, se va a asegurar un espesor adecuado de resina (Cardoso y cols., 2001), lo que ayudará al concepto del estrés de absorción del material (Addalla y Davidson, 1993).

Las instrucciones de los fabricantes no especifican el tiempo de espera entre la imprimación y los siguientes pasos o entre la aplicación de la resina adhesiva y su polimerización. Sin embargo, una espera que permitiera al imprimador y a la resina adhesiva permanecer durante más tiempo en contacto con la superficie dentaria podría crear una unión más fuerte entre la resina compuesta y el tejido dental (El-Din y El-

Mohsen, 2002). Ese mayor tiempo de aplicación del material favorecería una penetración más profunda y uniforme dentro del tejido desmineralizado.

Una de las propiedades atribuidas a la capa híbrida es la de absorción del estrés generado durante la contracción de polimerización de las resinas. Este estrés generalmente se concentra en la interfase adhesiva y en caso de ser superior a la resistencia adhesiva fracasaría la unión. En una situación clínica esta puede causar problemas postoperatorios como hipersensibilidad y caries secundarias (Zheng y cols., 2001; Unterbrick y Liebenberg, 1999).

De este modo, la efectividad inicial y la longevidad de la interfase entre la resina compuesta y los tejidos dentarios puede describirse como una relación entre la resistencia adhesiva y el estrés generado por la contracción de polimerización (Montes y cols., 2001).

En el esmalte, la unión conseguida con el grabado ácido ha demostrado ser estable y duradera en el tiempo tanto *in vitro* (Miyazaki y cols., 2000) como *in vivo* (Turkun, 2003), ejerciendo además un efecto de sellado o protector de la interfase dentina-adhesivo (De Munk y cols., 2003), tanto en el caso de adhesivos autograbadores de tres pasos como de dos. En el caso de los adhesivos autograbadores los autores

se cuestionan si la formación de *tags* de resina más estrechos y con menor número, por el patrón de grabado más suave, supondría un deterioro más rápido de la interfase, una vez que inmerso en un medio acuoso se sometiera a estrés (Miyazaki y cols., 2000). También influiría el carácter más hidrofílico de estos sistemas adhesivos que favorecerían la absorción de agua (Burrow y cols., 1999; Torii y cols., 2002).

Las conclusiones más fiables sobre los sistemas adhesivos dentales deben estar basadas en estudios clínicos a largo plazo, o bien, en estudios *in vitro* con almacenamiento en agua a largo plazo o con ciclado térmico (Miyazaki y cols., 2000; Burrow y cols., 1993; Burrow *et al.*, 1996). Un factor degradante de la unión diente-composite muy conocido es la exposición al agua (Armstrong y cols., 2001). Otros factores degradantes son la presencia de solvente residual del adhesivo o remoción insuficiente del agua (De Munk y cols., 2003).

III. OBJETIVOS

Los objetivos del presente estudio fueron los siguientes:

1. Evaluar la fuerza de adhesión con seis sistemas adhesivos distintos, usados para cementación directa de brackets, en esmalte húmedo.
2. Estudiar la fuerza de adhesión de los sistemas adhesivos propuestos, en esmalte seco.
3. Comparar la fuerza de adhesión con los sistemas adhesivos aplicados en esmalte húmedo y húmedo.
4. Analizar fractográficamente las interfases de separación cuando los sistemas adhesivos se aplicaron en esmalte seco ó en presencia de humedad.

La hipótesis nula de este trabajo afirma que la fuerza de adhesión del bracket al esmalte humano no se influencia por el tipo de sistema

adhesivo utilizado, la estrategia de adhesión realizada ó la presencia o no de humedad.

IV. MATERIAL Y MÉTODO

1- Diseño del estudio

Se trata de un estudio experimental *in vitro* comparativo de la fuerza de adhesión al esmalte humano con seis sistemas adhesivos distintos usados para cementación directa de brackets, en medio seco ó en presencia de humedad. También se determinó el tipo de fallo generado con los distintos adhesivos sometidos a este estudio, aplicados según la recomendación de los fabricantes.

En la realización de este estudio se emplearon 50 premolares humanos sanos extraídos por requerimientos ortodónticos. Se

almacenaron en una solución al 0.5% de cloramina T, a 4° C por un período máximo de seis meses después de la extracción.

Cien brackets metálicos (receta Roth Minitauros, área de superficie 5.22mm²) (R.M.O. Inc, Denver; CO, EEUU) se cementaron directamente en las superficies bucal y lingual de cada premolar.

2- Preparación de los especímenes. Composición y procedimientos de adhesión de los sistemas adhesivos.

Las superficies bucal y lingual de cada premolar se pulieron con piedra pómez sin flúoro (fig. 1), con una taza de goma, irrigada con agua, y secadas con un flujo de aire concentrado, libre de aceites, durante aproximadamente 15 segundos. Los dientes se dividieron aleatoriamente en 10 grupos de 5 dientes cada uno (10 superficies). En la mitad de los grupos el esmalte se mantuvo seco antes de la cementación y en la otra mitad se utilizó agua destilada para mantener las superficies del esmalte húmedas después del grabado ácido y antes de la cementación.

El procedimiento de preparación de las superficies se efectuó con ácido ortofosfórico al 37% (Vivadent Ets., Schaan, Lichtenstein)

durante 15 segundos (fig.1), lavando con agua y secando posteriormente durante 30 segundos. Para el TSEP (Transbond Plus Self Etching Primer) se realizaron en un solo paso los procesos de grabado ácido e imprimación del esmalte.

Se establecieron los siguientes grupos: 1- Acido/Transbond XT (seco y húmedo); 2- TSEP (Transbond Plus Self Etching)/Transbond XT adhesivo (seco y húmedo); 3- Concise (seco), TMIP (Transbond Moisture Insensitive Primer) /Concise (húmedo); 4- Fuji Ortho LC (seco y húmedo); 5- SmartBond (seco y húmedo). La composición y las instrucciones del fabricante de los sistemas adhesivos se puede observar en la tabla 1.

Los brackets se cementaron directamente en las superficies bucal y lingual de cada premolar (fig.1).





Fig. 1: Preparación de los especímenes. Pulido, acondicionamiento y cementación de los brackets.

Tabla 1: Composición e instrucciones del fabricante de los sistemas adhesivos.

Sistemas adhesivos	Composición	%en peso	Procedimientos de adhesión
Transbond XT	<u>Primer:</u>		- Aplicar una capa de <i>primer</i>
	TEGMA	45-55	
	Bis-GMA	45-55	- Aplicar el adhesivo a la base del bracket en el diente, uniendo ambos con firmeza.
	<u>Adhesivo:</u>		
	Silano	70-80	
	Bis-GMA	10-20	- Polimerizar con luz visible.
	Bisfenol A Bis dimetacrilato	5-10	
Diclorodimetil silano	<2		
SmartBond	Etilcianocrilato	85-90	- Aplicar una capa en el bracket y colocarlo en el diente comprimiendo con firmeza.
	Polímetilmeta-crilato	5-10	
	Sílice	5-10	- Autopolimerizable (3-5 mn)
	Hidroquinona	0.1-0.5	
Fuji Orto LC	<u>Líquido:</u>		- 1 polvo/ 2 líquido. Mezclar la mitad del polvo con el líquido durante 10 seg; juntar la otra mitad del polvo e mezclar 10-15 seg.
	Acido Poliacrílico	20-22	
	Agua destilada		
	HEMA	35-40	
	TEGMA	5-7	

	Polvo:		<ul style="list-style-type: none"> - Aplicar el adhesivo a la base del bracket y en el diente, uniendo ambos con firmeza. - Polimerizar con luz visible.
	Fluoroamino-silicato	100	
TSEP	Meta-crilato	75-85	<ul style="list-style-type: none"> - Aplicar el <i>primer</i> en el esmalte 3-5 seg. - Aplicar aire 1-2 seg. - Aplicar una capa del adhesivo en el bracket y colocarlo en el diente comprimiendo con firmeza. - Polimerizar con luz visible.
	Agua	15-25	

Tabla 1: Composición e instrucciones del fabricante de los sistemas adhesivos (cont.)

Sistemas adhesivos	Composición	%en peso	Procedimientos de adhesión
Concise	<u>Primer A:</u>		<ul style="list-style-type: none"> - Mezclar el <i>primer</i> A+B 5-10 seg e aplicar en el diente.
	TEGMA	40-50	
	Bis-GMA	40-50	
	2- Benzotriazolil 4- Metilfenol	5-10	
	2,2'-(P-Tolilimino) Dietanol	1-10	
	<u>Primer B:</u>		- Mezclar el adhesivo A+B 20 seg.
	TEGMA	40-50	<ul style="list-style-type: none"> - Aplicar el adhesivo a la base del bracket y en el diente, uniendo ambos con firmeza.
	Bis-GMA	40-50	
	Peróxido Benzoiil	<2	
	<u>Adhesivo A:</u>		
	Silano	75-85	
	Bis-GMA	75-85	

	TEGMA	10-20	- Autopolimerizable.
	Sílice	<2	
	Adhesivo B:		
	Silano	70-80	
	Bis-GMA	15-25	
	TEGMA	1-10	
TMIP	Alcol etílico	30-40	- Aplicar 1 capa y secar con Aire 2-5 seg.
	Bis-GMA	10-30	
	HEMA	10-30	- Aplicar una capa del adhesivo en el bracket y colocarlo en el diente comprimiendo con firmeza
	2- Hidroxi-1,3-Dimetacriloxipropano	7-13	
	Acido acrílico	7-13	
	Agua	3-7	- Polimerizar con luz visible.

Abreviaturas: TEGMA: trietilenglicoldimetacrilato; Bis-GMA: bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato; HEMA: 2-hidroxietil metacrilato.

Los procedimientos de adhesión se efectuaron por el mismo operador, utilizando las instrucciones del fabricante. Para evitar defectos a lo largo de los márgenes de los brackets, el material en exceso se eliminó con una sonda antes de la polimerización.

Los sistemas adhesivos Transbond XT, Fuji Ortho LC, TSEP y el TMIP se polimerizaron con luz visible con una lámpara (Optilux 400, Demetron Research Corp. Danbury, Conn, EEUU) en los márgenes gingivales e incisal del bracket durante 20 segundos y después durante 20 segundos más por transiluminación con luz a través de la superficie palatina del diente. La intensidad de la luz se confirmó (>600mW/cm²) antes de

cada utilización con un radiómetro Demetron (modelo 100, Demetron Research Corp).

Después de la polimerización a temperatura ambiente y en condiciones de humedad extrema, las muestras se almacenaron en agua destilada durante 24 horas a 37° C para permitir el endurecimiento de los sistemas adhesivos.

Los especímenes se termociclaron durante 500 ciclos en agua a 5 °C y 55 °C, con pausas de 30 segundos (fig. 2).



Fig. 2: Termocicladora.

3- Test de despegamiento

Los dientes fueron montados en bloques de resina acrílica y los brackets se despegaron usando la Máquina Universal de Ensayos Instron (Instron Corp., Canton, MA, EEUU) (fig. 3) a una velocidad de crucero de 1mm/minuto hasta que la fractura fue visible, en una dirección inciso-gingival (fig.4).

Los valores de fuerza de adhesión (SBS) se registraron en Nw. Se calcularon la media y la desviación estándar para cada grupo.



Fig. 3: Instron.

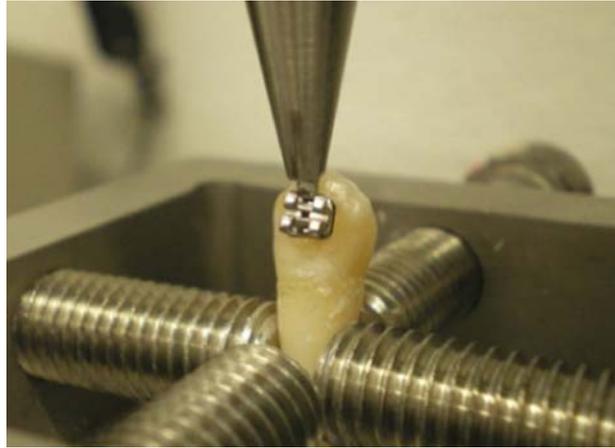


Fig. 4: Posición del espécimen antes del despegamiento del Bracket.

4. Análisis fractográfico

Las superficies de ruptura se examinaron con un estereomicroscopio (Olympus Optical Co., Hamburgo, Alemania) para evaluar el tipo de fallo (fig. 5), que se caracterizó:

Tipo I - fallo adhesión resina-esmalte

Tipo II - fallo adhesión bracket-resina

Tipo III - fallo mixto.



Fig. 5: Estereomicroscopio.

5- Análisis Estadístico

Los datos numéricos se analizaron con el test de análisis de la varianza ANOVA y el test Student- Newman- Keuls para comparación de medias. El análisis para evaluar los tipos de fallos se efectuó a través del test de la Chi-cuadrado. Se exigió una $p < 0.05$. Los datos fueron analizados con el programa SPSS/PC+.v.4.0. (SPSS, Chicago III., EEUU).

V. RESULTADOS

La tabla 2 ilustra la media y desviación estándar de la fuerza de adhesión de los sistemas adhesivos utilizados en este estudio. El test de ANOVA y el test Student- Newman- Keuls para comparación de medias mostró que en medio seco la fuerza media de adhesión del SmartBond fue significativamente inferior a la obtenida con los otros sistemas adhesivos ($p < 0.05$). No se encontraron diferencias significativas en la fuerza de adhesión de los otros sistemas adhesivos en medio seco ($p > 0.05$).

En medio húmedo, la fuerza de adhesión de los distintos sistemas adhesivos no presentó diferencias significativas ($p > 0.05$).

Para el sistema adhesivo SmartBond, la fuerza de adhesión en condiciones de humedad es significativamente superior a la obtenida en medio seco ($p>0.05$). No se encontraron diferencias significativas en la fuerza de adhesión con los otros sistemas adhesivos en medio seco y húmedo ($p>0.05$).

El test de la Chi-cuadrado (tabla 3) demostró que no hay diferencias significativas en los porcentajes de tipos de fallo entre los sistemas adhesivos en medio seco ($p>0.05$). Para SmartBond, el 62% de los fallos fueron detectados en la interfase bracket-adhesivo mientras que para los restantes adhesivos la mayor parte de los fallos fueron mixtos.

Cuando los sistemas adhesivos se utilizaron en esmalte húmedo, existieron diferencias significativas en el tipo de fallo entre los sistemas ($p<0.05$). El SmartBond demostró el 55% de fallos en la interfase bracket-adhesivo y el 45% de fallos mixtos, mientras que para los otros sistemas adhesivos la mayor parte de los fallos fueron mixtos (Fuji Ortho LC el 77%, Concise el 80%, Transbond XT el 60%).

No se encontraron diferencias significativas en el tipo de fallo para cada sistema adhesivo cuando se aplicaron en esmalte seco ó húmedo.

Tabla 2: Media y desviación estándar (SD) de la fuerza de adhesión (Nw) de los sistemas adhesivos utilizados en este estudio (n=10).

Sistema Adhesivo	Medio Seco	Medio Humedo
	Desviación standard	Desviación standard
TSEP/Transbond XT	16.83 ± 4.93 A1	20.37 ± 5.88 A1
Fuji Ortho LC	22.75 ± 6.64 A1	17.06 ± 5.29 A1
Concise/ TMIP	20.58 ± 5.27 A1	18.85 ± 4.77 A1
Acid/Transbond XT	21.83 ± 7.57 A1	20.25 ± 7.09 A1
Smart-bond	7.32 ± 4.93 B1	14.47 ± 5.84 A2

En cada columna, los grupos con la misma letra son estadísticamente similares ($p > 0.05$). En cada fila, los grupos con el mismo número son estadísticamente similares ($p > 0.05$). Los valores con letra ó numero distintos son estadísticamente diferentes ($p < 0.05$).

Tabla 3: Evaluación de los tipos de fallo de los sistemas adhesivos (sa) en medio seco y húmedo.

RESULTADOS

Sistema Adhesivo	Medio Seco			Medio Humedo		
	sa-esmalte	bracket-sa	Mixto	sa-esmalte	bracket-sa	Mixto
TSEP/Transb XT	1 (13%)	0 (0%)	7 (87%)	5 (50%)	0 (0%)	5 (50%)
Fuji Ortho LC	1 (12,5%)	1 (12,5%)	6 (75%)	1 (11,15%)	1 (11,15%)	7 (77%)
Concise/ TMIP	1 (15%)	0 (0%)	6 (85%)	2 (20%)	0 (0%)	8 (80%)
Acid/Transbond XT	1 (11%)	1 (11%)	6 (78%)	1 (10%)	3 (30%)	6 (60%)
Smart-bond	0 (0%)	5 (62%)	3 (38%)	0 (0%)	5 (55%)	4 (45%)

VI. DISCUSIÓN

La demanda constante y creciente acontecida durante los últimos años de tratamientos estéticos, funcionales, restauradores o no, por parte de nuestros pacientes, ha estimulado la aparición de nuevos materiales e instrumental, con el fin de facilitar y simplificar el trabajo de los profesionales de la Odontología. Los estudios sobre adhesión al esmalte, dentina y cemento constituyen una gran parte de las investigaciones realizadas en ese campo, y las principales variables que se evalúan son la microfiltración y la resistencia adhesiva producidas en los distintos substratos dentarios utilizando todo tipo de sistemas adhesivos. La Odontología adhesiva está en constante evolución. Nuevos materiales son frecuentemente introducidos en el mercado, mismo que los estudios clínicos no sean comprobados (Perdigão y Lopes, 1999). Los estudios clínicos (*in vivo*) son los más fiables para estudiar la durabilidad de los adhesivos dentales (Phrukkanon y cols.,

1998), sin embargo, son extremadamente difíciles de establecer debido a la morosidad, al número de pacientes necesarios, a la existencia de variables que no se pueden controlar y al hecho de que los fabricantes introducen constantemente nuevas versiones del mismo sistema adhesivo en el mercado (Van Meerbeek y cols., 2003). Debido a esas dificultades, y por ser imprescindible evaluar el uso de los adhesivos disponibles en pacientes, los estudios *in vitro* son el único medio para analizarlos. Así, este tipo de estudio intenta reproducir en el laboratorio lo que pasa en la práctica clínica, con la ventaja de controlar todas las variables (Swift y cols., 1995).

Los ensayos de resistencia adhesiva son un método muy utilizado y fiable para la determinación de la eficacia de la adhesión de materiales restauradores a la estructura dental. La popularidad de este tipo de ensayo puede ser atribuida a su simplicidad y eficacia en las evaluaciones *in vitro* de los nuevos sistemas adhesivos.

Los tests de adhesión surgieron desde el primero trabajo de Buonocore, en 1955 (Pashley y cols., 1995). En los últimos 50 años, varios tipos de tests fueron desarrollados con el objetivo de acompañar la evolución de los sistemas adhesivos. Las pruebas de fuerzas de adhesión

son las más usadas para evaluar y cuantificar la eficacia adhesiva de diferentes materiales.

Generalmente, las pruebas que valoran la fuerza de adhesión emplean métodos de tensión, de cizalla o de microtracción (Al-Salehi y Burke, 1997). Estos tests manifiestan que cuanto más fuerte es la adhesión entre el adhesivo y el diente, más resistencia presentará al estrés generado por la polimerización de la resina y por la función oral (Pashley y cols., 1995, 1999). Es importante resaltar que la fuerza adhesiva no debe ser considerada una propiedad del material (Van Noort y cols., 1989). Los resultados obtenidos están dependen de factores como el tipo de sistema adhesivo utilizado, el tipo de estrés aplicado, tamaño, geometría, composición, número de tubulos y edad de la muestra y el teste utilizado (Phrukkanon y cols., 1998; Sudsangiam y Van Noort, 1999).

Los estudios que utilizan cualquiera de estos dos métodos, evalúan áreas de 3 a 4 mm de diámetro y son útiles cuando los valores de resistencia de los materiales estudiados son relativamente bajos. Sin embargo, como las técnicas adhesivas se han revolucionado y los materiales han mejorado sustancialmente en los últimos años, los valores de fuerza de adhesión son tan altos que causan fracturas cohesivas en el esmalte, permaneciendo intacta la interfase adhesiva (Pashley y cols., 1999).

En el presente estudio se utilizó el test de tensión por lo que la unión esmalte-bracket es sometida a estrés mecánico por una fuerza aplicada perpendicularmente a la interfase adhesiva (Garcua *et al.*, 2002), sin sufrir descomposición de vectores con direcciones diferentes, lo que caracteriza la fuerza de cizallamiento (Tortamano, 2009).

La resistencia del esmalte depende del tipo de fuerza, de la dirección en que se aplica esa fuerza y de su localización (Hassan y cols., 1981, Rasmussen y cols., 1976; Xu y cols., 1998). La resistencia cohesiva del esmalte humano ha sido descrita y puede variar entre 11 y 25 MPa, dependiendo de la orientación de los prismas en relación a la dirección de la fuerza aplicada (Carvalho y cols., 2000). Cuando la fuerza de tensión es ejercida en una dirección paralela a la de los prismas se obtienen valores de resistencia más altos (Okazaki y cols., 1987; Carvalho y cols., 2000; Ikeda y cols., 2002), ya que la fuerza se concentra en las resistentes estructuras prismáticas y para que haya una fractura completa de la estructura del esmalte es necesario que se fracturen todos los prismas (Giannini y cols., 2003). Cuando se aplica una fuerza en un sentido perpendicular a la orientación de los prismas, las tensiones se propagan rápidamente a través de la estructura del esmalte, lo que causa su fractura, sin que haya la necesidad del uso de cargas muy elevadas (Giannini y cols., 2003).

Algunos estudios *in vitro* sobre la longevidad de la adhesión revelaron que la resistencia adhesiva de sistemas adhesivos de grabar y lavar y autograbadores disminuye con el tiempo debido a una degradación hidrolítica dentro de la capa híbrida (Okuda y cols., 2001; Okuda y cols., 2002; Hashimoto y cols., 2003; Pereira y cols., 2003). Investigaciones *in vivo* confirmaron estos hallazgos (Sano y cols., 1999; Hashimoto y cols., 2000). Estudios en esmalte describieron que el almacenamiento en agua destilada reduce la dureza de este tejido debido a la pérdida de concentración de calcio (Muhlemann y cols., 1964); sin embargo, el ritmo de degradación y su influencia en la reducción de la fuerza de unión no fueron demostrados (Miyazaki *et al.*, 2000).

Factores como el envejecimiento deben ser considerados. Varios estudios (Tjan y cols., 1996; Dietschi y Herzfeld, 1998; Pilo y Ben-Amar, 1999; Frankenberger y cols., 2000; Meiers y Young 2001; Cardoso y cols., 2002) utilizaron el termociclado para el envejecimiento de la muestra. La *International Standards Organization* (ISOTR 114450 estándar (2003) indica que el termociclado de 500 ciclos en agua entre 5 y 55° C es un test de envejecimiento apropiado. 10.000 ciclos corresponden a aproximadamente 1 año de función *in vivo* (Gale y Darvell, 1999). El envejecimiento inducido por el termociclado se debe, por un lado, a la hidrólisis en las interfases de los componentes (Miyazaki y cols., 1998;

Hashimoto y cols., 2000), y por otro lado, a la contracción vs expansión térmica de los componentes.

El almacenamiento en agua es la técnica más utilizada para el envejecimiento artificial. La muestra es almacenada en medio líquido a 37° C por un determinado periodo de tiempo. Ese periodo podrá variar desde pocos meses (Shono y cols., 1999) hasta 4-5 años (Fukushima y cols., 2001; De Munk y cols., 2003b). La mayor parte de los estudios refieren una disminución en las fuerzas adhesivas, después de un corto periodo de tiempo de almacenamiento (Burrow y cols., 1996; kato y Nakabayashi, 1998; Shono y cols., 1999; Kitasako y cols., 2000; Armstrong y cols., 2001b, 2003; Meiers y Young, 2001; De Munk y cols., 2003b; Giannini y cols., 2003). En nuestro estudio las muestras se almacenaron en una solución al 0.5% de cloramina T, a 4° C por un periodo máximo de 6 meses. Después de la polimerización, las muestras fueron colocadas en agua destilada durante 24 horas a 37° C y se termociclaron durante 500 ciclos (en agua a 5° C y 55° C).

La técnica del acondicionamiento con ácido fosfórico propuesta por Buonocore (1955), revolucionó la Odontología e hizo que se pudieran obtener mejores resultados durante los procedimientos adhesivos. El grabado ácido está aceptado como una técnica fiable cuando se

adhiera al esmalte. La habilidad retentiva del esmalte acondicionado parece estar en función del aumento del área superficial y la humectabilidad del sustrato dental (Moura y cols., 2006). La referida técnica ha permitido la sustitución de las bandas ortodóncicas por la cementación directa de brackets con resina compuesta (Vieira, 2002). El primer trabajo del que hay referencia de cementación directa de brackets en la superficie dental, fue descrito por Sadler en 1958. Así, la práctica ortodóncica está directamente relacionada con la mejoría de cualidad de los sistemas adhesivos (Grando y cols., 2002; Farina y cols., 2008).

La adhesión a esmalte se basa en la interdigitación micromecánica de la resina de baja viscosidad dentro de las microporosidades; la extensión y la profundidad del patrón de grabado puede influir en el comportamiento del adhesivo (Papaccini y cols., 2001; Sauro y cols., 2007; Toledano y cols., 2007a; Toledano y cols., 2007b). La aplicación de ácido ortofosfórico aumenta el área de adhesión, debido a que incrementa la rugosidad superficial. El cambio en la topografía de la superficie supone un aumento del área adhesiva y de la energía superficial, factores relacionados con una buena adhesión entre resina y esmalte (Jendresen y cols., 1981).

Sin embargo, el incremento de la rugosidad en la superficie del esmalte tras el acondicionamiento ácido y el consecuente incremento en la fuerza adhesiva, puede no ser una ventaja clínica; según Martín y García-Godoy (1994), las fuerzas adhesivas elevadas en ortodoncia pueden no ser una característica óptima. El objetivo es obtener un material de cementación con fuerza de unión suficiente para soportar las fuerzas ortodóncicas mas qué permita un descementado sin inducir fracturas en la superficie dentaria (Pignata, 2009). Lo que se pretende es la preservación del esmalte lo más próximo a su estado original, con el mínimo de pérdida durante el cementado y descementado (Hosein, 2004). Por lo que, los fallos en la interfase bracket-adhesivo o en el interior del adhesivo son favorables para evitar daños en el esmalte, ya que el residuo puede ser eliminado con instrumentos rotatorios adecuados (Bishara, 2002).

Actualmente se han comercializado primers autograbadores y sistemas adhesivos de un solo paso en respuesta al deseo de los clínicos de usar materiales más sencillos de aplicar y con menos sensibilidad a la técnica. Con estos sistemas el número de pasos que se necesita para la adhesión se reduce, simplificando el procedimiento clínico (Peumans y cols., 2005) (Ikeda y cols., 2005). Estos sistemas adhesivos son mezclas complejas que requieren un gran aumento del contenido en solvente y

diferentes grados de acidez, dependiendo de la concentración de monómero y ácidos en las formulaciones (Moszner y cols., 2005).

La introducción de los sistemas autograbadores ha cambiado el pensamiento convencional de que el grabado con ácido fosfórico es necesario para la formación de la capa híbrida y la adhesión a los sustratos dentales (Hanningal, 1999) (Hara y cols., 1999).

El TSEP induce un acondicionamiento más uniforme y más conservador, y por eso, menos agresivo para el esmalte (Uysal y cols., 2010). Por tanto y de acuerdo con la propuesta autograbadora, la infiltración del sustrato por la resina sucede simultáneamente con el proceso de grabado. Los productos de desmineralización no se eliminan, pero se incorporan dentro de la capa híbrida como resultado de la interacción química con los monómeros funcionales de los sistemas adhesivos (Tay y cols., 2001). La agresividad del grabado de los adhesivos autograbadores no es la única responsable de la eficacia adhesiva. Su comportamiento en esmalte y en dentina puede depender de las propiedades de la resina adhesiva (De Munk y cols., 2005) (Pashley y cols., 2001).

Cuando el esmalte se graba con ácido ortofosfórico, las extensiones en forma de *tags* y las capas híbridas formadas son más espesas que cuando se utilizan sistemas autograbadores (Torii y cols., 2002). Sin embargo, en el caso del esmalte (Kanemura y cols., 1999; Shimada y cols., 2002b), se ha demostrado que la extensión de los *tags* de resina y el espesor de la capa híbrida influyen muy poco en la resistencia adhesiva. La adhesión se atribuye principalmente a la habilidad de la resina para penetrar entre los cristales del esmalte (Kanemura y cols., 1999; Shintchi y cols., 2000). Según Miyazaki y cols. (2003), la existencia de la armonía entre la profundidad de desmineralización y la extensión de la penetración de los monómeros resinosos es la clave para crear una interfase de alta calidad entre resina y esmalte, y en esto está basado el mecanismo de adhesión de los sistemas autograbadores.

Por otro lado, la aplicación de un sistema autograbador en esmalte todavía presenta controversia. Cuando la efectividad de la adhesión a esmalte con adhesivos autograbadores se compara con los sistemas adhesivos convencionales de grabar y lavar, esta última se considera todavía la mejor (De Munck y cols., 2005) (Moura y cols., 2006). La baja efectividad de adhesión a esmalte es atribuida a su relativa acidez. Algunos autores han obtenido peores resultados de resistencia adhesiva utilizando adhesivos autograbadores en comparación con los de grabar

y lavar, atribuyéndolo a la baja acidez generalmente presentada por esos adhesivos (Gordan y cols., 1998a; Hara y cols., 1999).

En nuestro estudio se pone de manifiesto que el patrón agresivo de grabado de esmalte no es tan importante. Los valores obtenidos nos llevan a afirmar que los sistemas autograbadores pueden conseguir una resistencia adhesiva similar a la obtenida con los de grabar y lavar. Esto concordaría con otros estudios de resistencia a la cizalla (Perdigão y cols., 1997; Hanning y cols., 1999; Hayakawa y cols., 1998; Toledano y cols., 2001; Miyazaki y cols., 2002b) y a la microtracción (Shono y cols., 1997; Kanemura y cols., 1999; Pashley y Tay, 2001), en los que los patrones de grabado no influyeron en la resistencia adhesiva.

Uno de los requisitos básicos para que se establezca una buena adhesión es que la humectabilidad sea elevada, es decir, que el adhesivo aplicado se extienda ampliamente sobre la superficie del sustrato acondicionado (Perdigão y Ritter, 2001). Esta variable aporta una información importante sobre la relación que se produce entre el adhesivo y el adherente, en este caso el esmalte.

La aplicación de adhesivos en capas dobles o múltiples, con el objetivo de incrementar las propiedades mecánicas de la capa híbrida

y con ello la resistencia adhesiva y el sellado marginal, es un tema bastante controvertido, ya que depende significativamente de la composición de los materiales, sobre todo en lo que se refiere a la presencia de partículas de relleno, su tamaño y su influencia en la absorción del estrés generado durante la contracción de polimerización y la masticación (Kemp-Scholte y Davidson,1990; Van Meerbeek y cols., 1993b). Otro factor de relevante importancia es la viscosidad, ya que está relacionada con la capacidad de penetración de los adhesivos en la estructura interprismática del esmalte (Swift y cols., 1998; Perdigão y cols., 1999).

La idea de que se necesita un número específico de capas de adhesivo es errónea. Lo más importante es que haya una cantidad suficiente de adhesivo que impregne la superficie desmineralizada para conseguir una imbricación mecánica a través de una adecuada penetración del adhesivo en los sustratos dentarios. En este estudio el espesor de la capa de adhesivo utilizada fue la indicada por los fabricantes (Swift y cols., 1997).

En 2001, Hashimoto y cols., demostraron que el grado de contracción de polimerización del sistema adhesivo es mayor que el del composite, debido a la alta concentración de monómeros contenidos por volumen. Por lo tanto, una capa gruesa de adhesivo podría también causar un despegamiento entre la resina y la estructura del

sustrato adherente debido a la concentración de polimerización del adhesivo.

Aunque la unión al esmalte es un problema resuelto después de la introducción de la técnica de grabado ácido de Buonocore, la humedad del medio oral dificulta la adhesión a este sustrato. La introducción en Odontología Conservadora de nuevos sistemas adhesivos que sean menos sensibles a la humedad puede ser una mejora, ya que el cementado de los brackets a veces es imposible realizarlo en seco, obligando en ocasiones a hacer una segunda cementación, lo que es comprometido para el paciente y el dentista. Por tanto, el control de la humedad es un problema durante la cementación en zonas de difícil acceso, como molares, premolares inferiores y dientes parcialmente erupcionados, o en situaciones extremas como dientes impactados (Mavropoulos y cols., 2003).

Estudios sobre adhesión a corto plazo presentaban resultados bastante favorables en lo que se refiere a resistencia adhesiva (Nakajima y cols., 2000; Hashimoto y cols., 2001), sobre todo porque se controlan las condiciones *in vitro* (Inoue y cols., 2001). Sin embargo en la cavidad oral, con los cambios de temperatura, cargas masticatorias, ataques de ácidos y enzimas, es más fácil que la interfase adhesiva diente-adhesivo se mantenga indemne (De Munk y cols., 2003). Un factor degradante muy importante de la unión diente-adhesivo es la

exposición al agua (Gwinnet y Yu, 1995; Sano y cols., 1999; Armstrong y cols., 2001).

La eficiencia adhesiva tras el grabado ácido se queda condicionada por la posterior infiltración de resinas hidrofóbicas (Toledano y cols., 2001). Las resinas hidrofóbicas no adhieren adecuadamente a la dentina porque esta tiene agua; así, se desarrollaron resinas hidrofílicas para la adhesión a este sustrato (Sadek, 2007), que junto con el desarrollo de la técnica del grabado total, hacen que actualmente los ingredientes básicos de la mayor parte de sistemas adhesivos sean mezclas de monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos junto con solventes. La inclusión de solventes y monómeros hidrofílicos es indispensable para adherir a dentina y podrían facilitar la adhesión a esmalte húmedo (Wang, Spencer y Brenda, 2007).

Los materiales utilizados en este estudio contienen sustancias hidrofílicas; según Burrow y cols., 1999 y Toriiny cols., 2002, la absorción de agua será mayor y afectará su durabilidad. La formación de *tags* de resina con sistemas autograbadores es relativamente más suave y como el almacenamiento en agua deteriora las propiedades mecánicas de estos materiales, la fractura tiende a ocurrir en el *tag* de resina

fragilizado (entre el esmalte grabado y el adhesivo) (Miyazaki y cols., 2000).

Tay y Pashley (2003), describieron el fenómeno de formación de “árboles de agua” como un posible mecanismo para la degradación de los sistemas adhesivos. Este fenómeno se caracteriza por la presencia de defectos dentro de las capas de adhesivos que se deben a la acumulación de agua, y que cuando se observan con microscopía electrónica de transmisión en tests de nanofiltración originan imágenes similares a árboles. Este efecto es especialmente evidente en sistemas autograbadores de un solo paso, altamente hidrofílicos y con problemas para completar su polimerización en presencia de agua, ya que se comportan como membranas semi-permeables (Tay y cols., 2003).

Los cementos de ionomero de vidrio ofrecen un potencial en ese aspecto y son atractivos como agentes adhesivos por su capacidad de adhesión al metal y al esmalte (Hotz y cols., 1977), con menor perjuicio para el esmalte durante el despegado (Ostman- Anderson y cols., 1993). Al poseer la habilidad de liberar (Hatibovic-Kofman y Kock, 1991) y absorber flúor (Creanor y cols., 1994), pueden prevenir descalcificaciones (Marcusson, Norevall, Persson, 1997). Todavía, los cementos de ionomero de vidrio convencionales poseen menor fuerza

de adhesión en comparación con los cementos resinosos. Se han desarrollado materiales híbridos con componentes resinosos, ofreciendo un incremento a la adhesión en Ortodoncia.

Newman (1973) describió las posibles causas de los fallos del cementado y los factores que podrían intervenir en ellas, como el pH excesivamente ácido o básico de la saliva, temperaturas extremas, burbujas de aire introducidas durante la manipulación del material, coeficiente de expansión térmica del adhesivo y fuerzas originadas a través de la mecánica ortodóncica. Actualmente, la mayor parte de los estudios *in vitro* muestran que las alteraciones de la temperatura en medio húmedo no influyen en la fuerza de adhesión (Faltermeier y cols., 2007).

En nuestro estudio no encontramos diferencias significativas cuando comparamos la fuerza de adhesión de brackets con Transbond XT, Fuji Orto LC, Concise y TMIP después del grabado ácido en condiciones secas y húmedas, ni entre el TSEP y los demás sistemas adhesivos de grabar y lavar, en las referidas condiciones. Sin embargo, hay estudios que demuestran que el pH del medio húmedo puede influir en la polimerización y en la fuerza adhesiva (Franco y cols., 2005), aunque otros (Grégoire y cols., 2005), concluyen que el pH no es un factor determinante en la adhesión.

La ineficacia de algunos sistemas adhesivos en presencia de humedad es sobradamente conocida a través de estudios que muestran una reducción substancial de la fuerza de adhesión en substratos húmedos (Nemeth, Wiltshire, Lavelle, 2006). Los sistemas adhesivos con cianocrilato se han utilizado en distintas áreas de la Medicina y Odontología y al inicio de esta década fueron aplicados como agentes de cementado contribuyendo a la adhesión de los brackets. Poseen como gran ventaja una mayor habilidad para polimerizar a temperatura ambiente, sin necesidad del catalizador, en las superficies húmedas del esmalte (Ortendahl y Ortengren, 2000).

Con respecto al SmartBond, nuestros resultados muestran que este producto requiere la presencia de agua para obtener polimerización adecuada. La fuerza de adhesión del SmartBond en medio húmedo fue significativamente superior a la obtenida en el medio seco. En superficies secas la fuerza de adhesión del sistema adhesivo a base de cianocrilato fue significativamente inferior a la obtenida con los otros sistemas adhesivos. Sin embargo, cuando el esmalte estaba húmedo no encontramos diferencia significativa entre SmartBond y los otros sistemas evaluados. La reacción de polimerización de este producto exige dos pasos: primero, que los grupos isocianatos reaccionen con el agua, formando un componente de ácido carbámico inestable, que

rápidamente se descompone en dióxido de carbono y en su amina correspondiente; en segundo lugar, la amina reacciona con grupos isocianato residuales, formando uniones cruzadas a través de los grupos con urea (Eliades, Katsavrias, Eliades, 2002).

Nuestros resultados están de acuerdo con los obtenidos por algunos autores (Bishara *et al*, 2002) que tampoco encontraron diferencias significativas en la fuerza de adhesión de SmartBond en medio húmedo cuando se comparaba con otros sistemas. Sin embargo, otros estudios han obtenido una significativa reducción de la fuerza de adhesión con el sistema SmartBond y resinas compuestas. Se ha sugerido que la inestabilidad hidrolítica de SmartBond puede ser perjudicial en Odontología (Al-Munajed, 2000). Algunos estudios *in vivo* han demostrado que SmartBond registró una tasa de fracasos en la adhesión significativamente superior a los sistemas tradicionales.

En cuanto a la localización del fallo, para los sistemas TSEP, Transbond XT, Fuji Orto LC, Concise y TMIP, la mayor parte de los fallos fueron mixtos, en superficies húmedas y secas; mientras el SmartBond mostraba más de la mitad de los fallos en la interfase bracket-adhesivo, presentando una diferencia significativa en medio húmedo (55%). Estos valores están de acuerdo con otros estudios (Keizer, 1976), relegando

que los fallos ocurrían mayoritariamente en la interfase adhesivo-bracket. Esto podría deberse a la polimerización incompleta del adhesivo en la base del bracket o a la posible ausencia de humedad en esta interfase.

Sin embargo, cuando una interfase es traccionada, la descomposición de las tensiones en esta interfase es regulada por las propiedades mecánicas de los sustratos participantes en la misma (Wasaka y cols., 1995). La resistencia de la tensión del esmalte es necesario tenerla en cuenta al interpretar los resultados y relacionarlos con el modo de fallo. Los fallos mixtos y cohesivos obtenidos en este estudio puede haber ocurrido debido a que el esmalte es un sustrato frágil (Shimada y cols., 2000), y puede presentar resistencia más baja que la fuerza de unión de los sistemas adhesivos de grabado total (Okazaki y cols., 1987; Carvalho y cols., 2000; Ikeda y cols., 2002) y que la resistencia cohesiva de los composites.

Uno de los problemas en la investigación de sistemas de adhesión que toleran la humedad es que la eficacia del material puede variar con el grado de humedad. Es muy difícil establecer un límite entre un medio húmedo aceptable y un medio húmedo excesivo, pudiendo dar lugar a una reducción de la fuerza de adhesión (Littlewood, Mitchell,

Greenwood, 2001). Esto puede explicar la variabilidad de resultados entre los diferentes estudios.

Serán necesarios estudios clínicos que confirmen las ventajas de aplicar *in vivo* estos procedimientos ensayados *in vitro*.

VII. CONCLUSIONES

De acuerdo con la metodología utilizada y los resultados obtenidos en este trabajo se ha llegado a las siguientes conclusiones:

1. Todos los sistemas adhesivos estudiados adherieron a esmalte húmedo. Estos sistemas incluyen solventes y monómeros hidrofílicos que facilitan la adhesión en condiciones de humedad.

2. Para SmartBond la fuerza de adhesión fue inferior en esmalte seco. Este sistema requiere la presencia de agua para una correcta polimerización. El posee una mayor habilidad para polimerizar sin necesidad del catalizador, en las superficies húmedas del esmalte.

3. Los sistemas adhesivos estudiados presentaron en medio seco y húmedo, una fuerza de adhesión apropiada para su utilización en clínica, probablemente debido a que el pH del medio húmedo no es factor determinante en la adhesión.

4. En condiciones de humedad, todos los sistemas adhesivos presentaron la mayor parte de los fallos mixtos excepto el SmartBond, que demostró mayor porcentaje de fallos en la interfase adhesivo-bracket. Esto puede ser resultado de la ausencia de humedad en esta interfase y a la polimerización incompleta del adhesivo en la base del bracket.

VII. CONCLUSIONS

1. All of the adhesives tested perform properly under wet conditions. They include hidrofilic solvents and monomers that make adhesion easier to wet enamel.
2. SmartBond performed worse adhesion in dry enamel. This system requires the presence of water for proper polymerization. Smart Bond has a higher ability to polimerize without need of catalizer, on the wet surfaces of enamel.
3. Shear bond strength for all the adhesive systems evaluate on wet and dry enamel were appropriate to be used in clinical

conditions, probably because the pH of the wet enamel surface is not the main factor in adhesion.

4. When adhesion was made under wet conditions, all the adhesive systems tested presented mixed failures, except for SmartBond, that failures were in adhesive- bracket interface. This can be due to the absence of humidity in this interface and the incomplete polymerization of the adhesive in the bracket base.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

Abdalla AL, Davidson CL. Shear bonds strength and microleakage of new dentin bonding systems. *Am J Dent* 1993; 6(6): 295-298.

Abate PF, Rodriguez VI, Macchi RL: Evaporation of solvent in one-bottle adhesives. *J Dent* 2000; 28 (6): 437-40.

Abbott P, Heijkoop S, Cardaci S, Hume W. A SEM study of the effects of different irrigation sequences and ultrasonics. *Int Endod J* 1991; 24: 308-316.

Akinmade AO, Nicholson JW. Glass-ionomer cements as adhesives. Part I. Fundamental aspects and their clinical relevance. *J Mater Sci Mater Med* 1993; 4: 95-101.

Al-Munajjed M, Gordon P, McCabe J. The use of a cyanoacrylate adhesive for bonding orthodontic brackets: an in-vivo study. *J Orthod* 2000; 27: 255-260.

Andreasson H, Boman A, Johnsson S, Karlsson S, Barregard L. On permeability of methyl methacrylate, 2-hydroxyethyl methacrylate and triethylenglycol dimethacrylate through protective gloves in dentistry. *Eur J Oral Sci* 2003; 111(6): 529-35.

Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. The influence of water storage and C-factor dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dentin Mater* 2001; 17: 268-276.

Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent mater* 2001b; 17: 268-276.

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: 47-56.

Ash S, Hay N. Adhesive precoated brackets: a comparative clinical study. *Br J Orthod* 1996;23: 325-329.

Asmussen E, Hansen EK. Dentin bonding systems. En: State of the art in direct posterior filling materials and dentin bonding. Ed. Vanherie G y Degrange M, Van der Porten Pulishers, Leuven, 1993, pp. 33-47.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA Bis GMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998; 14(1): 51-6.

Atai M, keloomanesh M, Hashemi SA, Amani S. Physical and mechanical performance of an experimental dental composite based on a new monomer. *Dent Mater* 2004; 20(7): 663-8.

Berkovitz BKB, Holand GR, Moxham BJ. Oral Anatomy, Histology and Embriology. 3º edición. Ed Mosby, 2002.

Berry T, Barghi N, Knight GT, Conn LJ. Effectiveness of nitric-NPG as a conditioning agent for enamel. *Am J Dent* 1990; 3: 59-62.

Bishara S, Olsen M, Damon P, Jakobsen J. Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. *Am J Orthop* 1998; 114: 80-87.

Bishara S, Ajlouni R, Laffon JF, Warren J. Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic bracket. *Angle orthod* 2002; 72 (5): 464-467.

Bishara S, Aljouni R, Laffoon J. Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanocrilate orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123: 21-24.

Breshi L, Perdigão J, Gobbi P, Mazzotti G, Falconi M, Lopes M. Immunocytochemical identification of type I collagen in acid-etched dentin. *J Biomed Mater Res* 2003; 66A: 764-769.

Buonocore M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849-853.

Burgess J., Norling B., Summitt J.. Materiales restauradores de ionómero de vidrio y resina: La nueva generación. *J Esthet Dent* 1995; 5: 21-33.

Burrow MF, Tagami J, Hosoda H. The long-term durability of bond strength to dentin. *The bulletin of Tokyo Medical and Dental University* 1993; 40 (4): 173-191.

Burrow MF, Sato M, Tagami J. Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dent Mater* 1996; 12: 302-307.

Burrow MF, Inokoshi S, Tagami J. Water sorption of several bonding resins. *Am J Dent* 1999; 12: 295-298.

Busscher HJ, retief DH, Arends J. Relationship between surface free energies of dental resins and bond strengths to etched enamel. *Dent Mater* 1987; 3: 60-63.

Cacciafesta V, Sfondrini M, Scribante A, DeAngelis M, Klersy C. Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with self-etching primer combined with a resin-modified glass ionomer. *Am J Orthod Orthop* 2004; 126: 703-708.

Calt S, Server A. Smear layer removal by EGTA. *J Endod* 2000; 26: 459-461.

Cardoso PE, Carrilho MR, Francci CE, Perdigão J. Microtensile bond strengths of one-bottle dentin adhesives. *Am J Dent* 2001; 14(1):22-24.

Cardoso PE, Placido E, Moura SK. Micro-leakage of four simplified adhesive systems under thermal and mechanical stresses. *Am J Dent* 2002, 15: 164-168.

Cardoso PE, Loguercio AD, Vieira LC, Baratieri LN, Reis A. Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths. *J Adhes Dent* 2005; 7(2): 143-9.

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

Carvalho RM, Mendoca JS, Santiago SL, Silveira RR, García FC, Tay FR, y cols. Effects of HEMA/solvent combinations on Bond strength to dentin. *J Dent Res* 2003; 82(8): 597-601.

Coessens V, Pintauer T, Matyjaszewski K. Functional polymers by atom transfer radical polymerization. *Prog Polym Sci* 2001, 26 (3): 337-77.

Cohen S. Pathways of the pulp. Editorial Mosby, 8th edition, 2002.

Cohen W, Wiltshire W, Dawes C, Lavelle C. Long-term in vitro fluoride release and re-release from orthodontic bonding materials containing fluoride. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124: 571-576.

Coli P, Alaedin S, Wennerberg A, Karlsson S. In vitro dentin pretreatment: surface roughness and adhesive shear bond strength. *Eur J Oral Sci* 1999; 107(5): 400-413.

Combe, EC. Materiales dentales. Barcelona; Ed. Labor, 1990.

Cooper R, Goss M Hamula W. Direct bonding with light-cured adhesive precoated brackets. *J Clin Orthod* 1992; 26: 477-479.

Creanor S, Carruthers L, Saunders W, Strang R, Foye R. Fluoride uptake and release characteristics of glass ionomer cements. *Caries Res* 1994; 28: 322-328.

Czonstkowsky M, Wilson E, Holstein F. The smear layer in endodontics. *Dent Clin North Am* 1990; 1: 11-21.

Dal-Bianco K, Pellizzaro A, Patzlaft R, Bauer JRO, Loguercio AD, Reis A. Effects of moisture degree and rubbing action on the immediate resin-dentin bond strenght. *Dent Mater* 2006; 22:1150-1156.

De Munk 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: 136-140.

De Munk J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K *et al.* Four- year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2003b; 82: 136-140.

De Munk J, Van Landuyt K, Pneumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical rewiew of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84: 118-132.

Dietschi D, Herzfeld D. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of cl II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci* 106: 1033-1042.

Eliades T, Katsavrias E, Eliades G. Moisture- insensitive adhesives: reactivity with water and bond strenght to wet and saliva contaminated enamel. *Eur J Orthod* 2002; 24: 35-42.

El-Din AKN, El-Mohsen MMA. Effect of changing application time on adhesive Systems bond strenghts. *Am J Dent* 2002; 15: 321-324.

Engelmann J, Janke V, Volk J, Leyhausen G, Von Neuhoff N, Schlegelberger B, y cols. Effects of BisGMA on glutathione metabolism and apoptosis in human gingival fibroblasts in vitro. *Biomaterials* 2004; 25(19): 4573-80.

Ericksson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 1992; (Suppl 5): 81-94.

Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Reicheneder C, Mussing D. An in vitro comparative assessment of different enamel contaminants during bracket bonding. *Eur J Orthod* 2007; 29(6): 559-63.

Farina AP, Ceccihin D, Woitchunas DR. Bond strength of orthodontics brackets to dental enamel using different adhesive system. *R Fo* 2008;13 (1): 55-59.

Finger WJ, Fritz UB. Laboratory evaluation of one-component enamel/dentin bonding agents. *Am J Dent* 1998; 11:13-16.

Franco E, Lopes L, D'Alpino P, Pereira J. Influence of pH of different adhesive systems on the polymerization of a chemically cured composite resin. *Braz Dent J.*2005;16(2): 107-11.

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: 324- 330.

Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Long- term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 2001; 25: 11-19.

Fukushima T, Inoue Y, Miyazaki K, Itoh T. Effect of primers containing N-methylolacrylamide or N- methylmetacrylamide on dentin bond durability of a resin composite after 5 years. *J Dent* 2001; 29: 227-234.

Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler B. Micromorphological evaluation of posterior composite restorations – a 10-years report. *J Oral Rehab* 2004; 31(19): 991-1000.

Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27: 89-99.

Garcia Barbero J, Kessler Nieto F. Adhesión. En: *Patología y terapéutica dental*. Ed. J García Barbero, Síntesis, Madrid, 1997, pp. 467-482.

Garcua FCP, D`Alpino PHP, Terada RSS, Carvalho RM. Testes mecânicos para a avaliação laboratorial da união resina-dentina. *Ver Fac Odontol Bauru* 2002; 10 (3): 118-127.

Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhu XX. Oxygen inhibition in dental resins. *J Dent Res* 2005; 84(8): 725-9.

Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000; 11 (-): 333-55.

Giannini M, Soares CJ, Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater* 2003 (en prensa).

Giannini M, Seixas CAM, Reis AF, Pimenta LAF. Six month storage-time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. *J Esthet Res Dent* 2003; 15: 43-49.

Gomes Moreira MA. Sistemas adhesivos autograbadores en esmalte: ventajas e inconvenientes. *A. Odontoestomatol* 2004; 20-4: 193-198.

Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz A. Histología y Embriología Bucodental. Ed. Panamericana, Madrid, 1999.

Gordan VV, Vargas MA, Cobbs DS, Denehy GE. Evaluation of acídica primers in microleakage of class V composite resins restorations. *Oper Dent* 1998a; 23: 244-249.

Gordan VV, Vargas MA, Denehy GE. Interfacial ultrastructure of the resin-enamel region of three adhesive Systems. *Am J Dent* 1998b; 11:13-16.

Gordon J, Featherstone J. *In vivo* inhibition of demineralization around orthodontic brackets. *Am J Dentofacial Orthop* 2003; 123: 10-14.

Grando PR, Magnani MBBA, Pereira AC, Meneguim MC, Kuramae M, Tavares S. Colagem de brackets ortodonticos com resina composta e com ionómeros de vidro. *J Brás Ortod Ortop Facial* 2002; 7 (38): 118-124.

Gregoíre G, Millas A. A microscopic evaluation of dentin interface obtained with 10 contemporary self-etching systems: correlation with their pH. *Oper Dent* 2005; 30: 481-491.

Gwinnett AJ, Buonocore M. Adhesives and cáries prevention. *British Dental Journal* 1965; 20: 77-80.

Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch oral Biol* 1967; 12: 1615-1620.

Gwinnett AJ. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol* 1971; 16: 731-738.

Gwinnett AJ, Interactions of dental materials with enamel. *Trans Acad Dent Mater* 1990; 3: 30.

Gwinnett AJ, García-Godoy F. Effect of etching time and acid concentration on resin shear bond strength to primary tooth enamel. *Am J Dent* 1992; 5: 237-239.

Gwinnett AJ, Yu S. Effect of long-term water storage on dentin bonding. *Am J Dent* 1995; 8: 109-111.

Hanning M, Reinhardt KJ, Bott B. Self-etching primer vs. phosphoric acid: An alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Oper Dent* 1999; 24: 172-180.

Hanning M, Reinhardt KJ, Bott B. Composite to dentin bond strenght, micromorphology of the bonded dentin interface and marginal adaptation of CI II composite resin restorations using self-etching primers. *Oper Dent* 2001; 26(2): 157-165.

Hara AT, Amaral CM, Pimenta LA, Sinhoreti MA. Shear bond strength of hydrophilic adhesives to enamel. *Am J Dent* 1999; 12: 181-184.

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

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function. *Am J Dent* 2001; 14: 211-215.

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: 3795-3803.

Hashimoto M, sano H, Yoshida E, Hori M, Kaga H, Oguchi H *et al.* Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding. *Oper Dent* 2004; 29: 416-423.

Hashimoto M, Fujita S, Kaga M, Yawaka Y. Effect of water on bonding of one-bottle self-etching adhesives. *Dent Mat J* 2008; 27(2): 172-178.

Hassan R, Caputo AA, Bunshah RF. Fracture toughness of human enamel. *J Dent Res* 1981; 60: 820-827.

Hatibovic-Kofman S, Koch G. Fluoride release from glass ionomer cements *in vivo* and *in vitro*. *Swed Dent J* 1991; 15: 253-258.

Hayakawa T, Kikutake K, Nemoto K. Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. *Dent Mater* 1998; 14: 99-105.

Holgado Terriza JA. Análisis digital de interfaces curvas. Memoria de licenciatura. Granada: Universidad de Granada, 1996.

Hosein I, Sherriff M, Irland AJ. Enamel loss during bonding, debonding and cleanup with use of a self-etching primer. *Am J Orthod dentofacial Orthop* 2004; 126 (6): 717-724.

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

Hotz P, clean J, Sced I, Wilson A. The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. *Br Dent J* 1977; 142: 41-47.

Ikeda T, Uno S, Tanaka T, Kawakami S, Komatsu H, Sano H. Relation of enamel prism orientation to microtensile bond strength. *Am J Dent* 2002; 15: 109-113.

Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, y cols. Effect of evaporation of primer component on ultimate tensile strengths of primer-adhesive systems. *Dent Mater* 2005; 21(11): 1051-8.

Inoue S, vargas M, Abe Y, Yoshida Y, lambrechts P, Vanherle G. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001; 3: 237-245.

Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, YoshidA Y, Lamberechts P, vanherle G, et al..Effect of remaining dentin tyickness and the use of condicione ron micro-tensile bond strength of a glass- ionomer adhesive. *Dent Mater* 2001a; 17: 445-455.

ISO/Technical Specification 11405: 2003(E). Dental materials - Testing of adhesion to tooth structure.

Jain P, Stewart GP. Effect of dentin primer on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. *Oper Dent* 2000; 25: 51-58.

Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J Dent* 1999; 27: 523-530.

Karamouzos A, Mavropoulos A, Athanasiou A, Kolokithas G. In vivo evaluation of a moisture-activated orthodontic adhesive: a comparative clinical trial. *Orthod Craniofacial* 2002; 5: 170-178.

Kato G, Nakabayashi N. The durability of adhesion to phosphoric acid etched, wet dentin substrates. *Dent Mater* 1998;14: 347-352.

Keizer S, Ten Cate, JM, Arends J. Direct bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod* 1976; 69 (3): 318-327.

Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of classes V resin composite restorations effected by increase flexibility. *J Dent Res* 1990; 69(6): 1240-1243.

Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J. The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater* 2000; 16: 1-6.

Kubo S, Konishi Y, Yokoda H, Hayashi Y. Effects of enamel etching with phosphoric acid on marginal sealing of current adhesives Systems. *J Dent Res* 1996; 75: 394.

Lee TY, Guymon CA, Jonsson ES, Hoyle CE. The effect of monomer structure on oxygen inhibition of (meth)acrylates photopolymerization. *Polymer* 2004; 45(18): 6115-62.

Legler LR, Retief DH, Bradley EL, Deys FR, Sadowsky PL. effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel: An *in vitro* study. *Am J Orthod Dent Orthop* 1989; 96: 485-492.

Lin A, McIntyre NS, Davidson RD. Studies on the adhesion of glass ionomer cements to dentin. *J Dent Res* 1992; 71: 1836-1841.

Littlewood S, Mitchel L, Greenwood D, Bubb N, Wood D. Investigation of a hydrophilic primer for orthodontic bonding: an *in vitro* study. *J Orthod* 2000; 27: 181-186.

Littlewood S, Mitchell L, Greenwood D. A randomized controlled trial to investigate brackets bonded with a hydrophilic primer. *J Orthod* 2001; 28: 301-305.

Lovius B, Pender N, Hewage S, O'Dowling I, Tomkinks A. A clinical trial of light-activated bonding material over an 18-month period. *Br J Orthod* 1987; 16: 11-20.

Macchi, RL. Materiales dentales. Buenos Aires; Ed. Médica Panamericana, 2007.

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): 1851-8.

Manso AP, Marquezini Jr L, Silva SMA, Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM. Stability of wet versus dry bonding with different solvent-based adhesives. *Dent Mater* 2008;24: 476-482.

Marcusson A, Norevall L, Persson M. White spot reduction when using glass ionomer cement for bonding in orthodontics: a longitudinal and comparative study. *Eur J Orthod* 1997; 19: 233-242.

Martin S, Garcia-Godoy F. Shear bond strength of orthodontic brackets cemented with a zinc oxide-polyvinyl cement. *Am J Orthod dentofac Orthop* 1994; 106: 615-620.

Mavropoulos A, Karamouzus A, Kolokithas G, Athanasiou A. *In vivo* evaluation of two new moisture-resistant orthodontic adhesive systems: a comparative clinical trial. *J Orthod* 2003; 30: 139-147.

McCabe J. Adhesión: Materiales de aplicación dental. Ed. Salvat, 1998. Barcelona.

McCabe, JF. Applied dental materials. Great Britain; Blackwell Publishing, 2006.

McLean J.W., Nicholson J.W., Wilson A.D.. Proposed nomenclature for glass ionomer dental cements related materials. *Quintessence Int* 1994; 25: 587-589.

Meckel AH, Grebstein WJ, Neal RJ. Structure of mature human enamel as observed by electron microscopy. *Arch Oral Biol.* 1965; 10:775.

Medina III V, Shinka K, Shirono M, Tanaka N, Katoh Y. Effect of bonding variables on the shear bond strength and interfacial morphology of a one-bottle adhesive. *Oper Dent* 2001; 26: 277-286.

Meiers JC, Young D. Two-year composite/dentin bond stability. *Am J Dent* 2001;14: 141-144.

Millet D, Gordon P. A 5 year clinical review of bond failure with no mix resin adhesive (right-On). *Eur J Orthod* 1994; 16: 203-211.

Milosevic A. The influence of surface finish and *in-vitro* pellicle on contact-angle measurement and surface morphology of three commercially available composite restoratives. *J Oral Rehabil* 1992; 85-97.

Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 1998; 11: 118-122.

Miyazaki M, Sato M, Onose H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. *Oper Dent* 2000; 25: 75-80.

Miyazaki M, Iwasaki K, Onose H. Adhesion of single application bonding systems to bovine enamel and dentin. *Oper Dent* 2002b; 27: 88-94.

Miyazaki M, Sato H, Onose H, Moore BK, Platt JA. Analysis of the enamel/adhesive resin interface raman microscopy. *Oper Dent* 2003; 28(2): 136-142.

Mizrahi E. Orthodontic bands and directly bonded brackets: a review of clinical failure rate. *J Dent* 1983; 1: 231-236.

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

Mohan B, Kandaswamy D. A confocal microscopic evaluation of resin-dentin interface using adhesive systems with three different solvents

bonded to dry and moist dentin- an in vitro study. *Quintessence Int* 2005;36:511-521.

Moll K, Gartner T, Haller BL. Effect of moist bonding on composite/enamel bond strength. *Am J Dent* 2002; 15: 85-90.

Montes MAJR, De Goes MF, Da Cunha MRB, Soares AB. A morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. *J Dent* 2001; 29. 112-117.

Moura SK,Santos JF, Ballester RY. Morphological characterization of the tooth/adhesive interface. *Bras Dent J.* 2006; 17(3): 179-185.

Morrison RT, Boyd RN. Organic chemistry. Boston: Allyn and Bacon; 1973.

Moss L, Rueggerberg Fa, Standbury JW. Effect of solvent type on absorption profile of camphoroquinone. *J Dent Res* 2002; 81 (special issue A:A-255, A-225).

Muhlemann HR. Storage medium and enamel hardness. *Helvetica Odontol Acta* 1964; 8: 112-117.

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

Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 1991; 3:133-138.

Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissue. Tokyo: *Quintessence Publishing Co.* 1998.

Nakajima M, Sano H, Urabe I, Tagami J, Pashley DH. Bond strength of single bottle dentin adhesives to caries- affected dentin. *Oper Dent* 2000; 25(1): 2-10.

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): 603-8.

Nakaoki Y, Nikaido T, Pereira PN, Inokoshi S, Tagami J. Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. *Dent Mater*. 2000 Nov; 16(6): 441-6.

Nemeth B, Wiltshire W, Lavelle C. Shear/peel bond strength of orthodontic attachments to moist and dry enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 396-401.

Newman G. Epoxy adhesives for orthodontic attachments. Progress report. *Am J Orthod* 1965; 51: 901-912.

Newman G. Current status of bonding attachments. *J Clin Orthod* 1973; 7: 425-449.

Newman G. A post treatment survey of direct bonding of metal brackets. *Am J Orthod* 1978; 74: 197-206.

Nishiyama N, Suzuki K, Takahshi K, Nemoto K. The pK_a effects on the carboxylic acid in *N*-methacryloyl-omega-amino acid on the demineralization and bond strengths to the teeth. *Biomaterials* 2004; 25(23): 5441-7.

Nomura Y, Ishibashi H, Miyahara M, Shinohara R, Shiraishi F, Arizono K. Effects of dental resin metabolites on estrogenic activity in vitro. *J Mater Sci Mater Med* 2003; 14(4): 307-10.

Nunes MF, Swift Jr EJ, Perdigão. Effects of demineralization depth on microtensile bond strength to human dentin. *J Adhes Dent* 2001; 3:137-143.

Nunes TG, Ceballos L, Osorio R, Toledano M. Spatially resolved photopolymerization kinetics and oxygen inhibition in dental adhesives. *Biomaterials* 2005 May; 26(14): 1809-17

Nunes TG, García FC, Osorio R, Carvalho R, Toledano M. Polymerization efficacy of simplified adhesive systems studied by NMR and MRI techniques. *Dent Mater* 2006; 22(10): 963-72.

Oberlander H, Friedl KH, Schmaz G. Bond strength of polyacid-modified resins using a new one-step adhesive system. *Oper Dent* 2001; 26(2): 127-133.

O'Brien K, Read M, Sandinson R, Roberts C. A visible light-activated direct-bonding material: *in vivo* comparative study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 95: 348-351.

O'Brien, WJ. Dental materials and their selection. Chicago; Quintessence, 1997.

Odian G. Principles of polymerisation. New York: Willey Interscience, 2004.

Okazaki K, Nishimura F, Nomoto S. Tensile strength of human enamel. *Dent Mater* 1987;6: 465-471.

Okuda M, Pereira PNR, Nakajima M, Tagami J. Relationship between nanoleakage and long-term durability of dentin bonds. *Oper Dent* 2001; 26: 482-490.

Okuda M, Pereira PNR, Nakajima M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of resin dentin interface: nanoleakage vs microtensile bond strength. *Oper Dent* 2002; 27: 289-296.

Ortendahl T, Ortengren U. A new orthodontic bonding adhesive. *J Clin Orthod* 2000; 34: 50-54.

Osorio R, Toledano M, Garcia-Godoy. Bracket bonding with 15 or 60 second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. *The Angle Orthodontist* 1999; 69 (1): 45-49.

Osorio R, Toledano M, De Leonardi G, Tay F. Microleakage and interfacial morphology of self-etching adhesives in class v resin composite restorations. *J Biomed Mater Res* 2003; 66b: 399-409.

Ostman-Andersson E, Marcusson A, Horstedt P. Comparative studies of the enamel surfaces after debonding following the use of glass ionomer cement and acrylic resin for bracket bonding. *Swed Dent J* 1991; 15: 253-258.

Padrós-Serrat JL, Monterrubio M, Cruz E. adhesivos autograbantes. Grabar o no grabar? *RCOE* 2003; 8(4): 363-375.

Paranjpe A, Bordador LC, Wang MY, Hume WR, Jewett A. Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potente inducer of apoptotic cell death in human and Mouse cells. *J Dent Res* 2005; 84(2): 172-7.

Pascotto R, deLima- Navarro M, Filho L, Cury J. In vivo effect of a resin-modified glass ionomer cement on enamel demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 36-41.

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a Review. *Dent Mater* 1995; 11: 117-125.

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

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhesive Dent* 1999; 1: 299-309.

Pashley DH, Tay FR. Agressiveness of contemporary self-etching adhesives. II. Etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001; 17: 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.

Pereira PNR, Dias W, Nakajima M. Resin-dentin bond strengths and nanoleakage at nine months post-bonding. *J Dent Res* 2003; 82: 18 (resumen 49).

Perdigão J, Lopes L, Lambrechts P, Leitão J, Van Meerbeek B, vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* 1997; 10: 141:146.

Perdigão J, Lopes M. Dentin bonding- questions for the new millennium. *J Adhes Dent* 1: 191-209.

Perdigão J, Baratieri LN, Lopes M. Laboratory evaluation and clinical application of a new one-bottle adhesive. *J Esthet Dent* 1999; 11: 23-35.

Perdigão J, Geraldeli S, Heymann H, Rosa B. Effect of conditioner and restorative resin on enamel bond strengths. *Am J Dent* 2000; 13: 88-92.

Perdigão J, May Jr KN, Wilder AD, Lopes M. The effect of depth dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. *Oper Dent* 2000; 25:186-194.

Perdigão J, Frankenberg R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 2001; 32: 385-390.

Perdigão J, Ritter AV. Adesão aos tecidos dentários. En: *Odontologia Restauradora- fundamentos e possibilidades*. Baratieri, LN. Ed. Livraria Santos Editora, São Paulo, 2001.

Perdigão J. New developments in dental adhesion. *Dent Clin N Am* 2007; 51: 333-357.

Peumans M, De Munk J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Three- year clinical effectiveness of a self-etch adhesive in cervical lesions. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 512-518.

Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J oral Sci* 1997; 105(2): 97-116.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 14: 212-221.

Pignata LMB, Lugato LCPT, Bertoz FA, Santos ECA. Evaluation of adhesive remnant index using conventional mesh bases and sandblasted orthodontic bracket bases and three bonding systems. *R Dental Press Orthod Ortop facial* 2009;14, (1): 117-123.

Pilo R, Ben-Amar A. Comparison of micro-leakage for three one-bottle and three multiple-step dentin bonding agents. *J Prosthet Dent* 82: 209-213.

Pioch T, Stotz S, Buff E, Duschner H, Staehle HJ. Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. *Am J Dent* 1998; 11: 202-206.

Rajagopal R, Padmabhan S, Gnanamani J. A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture insensitive, and self-etching primers in vitro. *Angle Ortho* 2004; 74: 264-268.

Rasmussen ST, Patchin RE, Scout DB, Heder AH. Fracture properties of human enamel and dentin. *J Dent Res* 1976; 55: 154-164.

Reis A, Cardoso PC, Vieira LC, Baratieri LN, Grande RH, Loguercio AD. Effect of prolonged application times on the durability of resin-dentin bonds. *Dent Mater* 2008; 24: 639-644.

Reisbick, MH. Materiales dentales en odontología clínica. México; Ed. El Manual Moderno, 1985.

Retief DH. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 1973; 52: 333-341.

Sadek T, Pashley H, Nishitani Y, Carrilho M, Donnelly A, Ferrari M, *et al.* Application of hydrophobic resin adhesives to acid- etched dentin with an alternative wet bonding technic. *J Biomed Mater Res* 2007.

Sadler JF. Survey of some commercial adhesives: their possible application in clinical orthodontics. *Am J Orthod* 1958; 44(1): 65.

Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent* 2005; 7(2): 107-16.

Sano H, Yahikawa 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: 906-911.

Sen B, Wesselink P, Turkun M. The smear layer: phenomenon in root canal therapy. *Int Endod J* 1995; 28: 141-148.

Sensi LG, Lopes GC, Monteiro Jr S, Baratieri LN, Vieira LCC. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. *Oper Dent* 2005; 30: 63-68.

Sheldon RP. Composite polymeric materials. London and New York: Applied Science Publisher, 1982.

Sheykholeslam Z, Brandt S. Some factors affecting the bonding of orthodontic attachments to tooth surface. *JCO* 1977; 11: 734-743.

Shimada Y, Antonucci JM, Shumacher GE, Mc Dough WG, Tagami J. Effect of regional tooth structure and sectioning orientation on micro-shear bond strength. En: *Advanced adhesive dentistry*. Ed Tagami J, Toledano M, Prati C Cirimido, Italia, 2000; pp. 91-103.

Shimada Y, Kikushima D, Tagami J. Micro-shear bond strength of resin-bonding Systems to cervical enamel. *Am J Dent* 2002b; 15: 373-377.

Shinchi MJ, Soma K, Nakabayashi N. The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dent Mater* 2000; 16: 324-329.

Shono Y, Terashita m, Pashley EL, Brewer PD, Pashley DH. Effects of cross-sectional area on resin enamel tensile bond strength. *Dent Mater* 1997; 13: 290-296.

Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM, et al. Durability of resin-dentin bonds. *J Adhes Dent* 1999; 1: 211-218.

Silverstone LM. Fissure sealants: Laboratory Studies. *Caries Res* 1974; 8: 2-26.

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; 9:373-387.

Skinner, EW. La ciencia de los materiales dentales. México; Ed. Panamericana, 1993.

Sudsangiam S, Van Noort R. Do dentin bond strengths serve a usefull purpose? *J Adhes Dent* 1: 57-67.

Sun GJ, Chae KH. Properties of 2,3-butanodione and I-phenyl-1,2-propandione as new photosensitizer for visible light cured dental resin composites. *Polymer* 2000; 41(16): 6205-12.

Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int.* 26: 95-110.

Swift EJ, Wilder AD, May KN, Waddell SL. Shear bond strengths of one-bottle dentin adhesives using multiple applications. *Oper Dent* 1997; 22:194-199.

Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO. Enamel bond strengths of "one-bottle" adhesives. *Pediatr Dent* 1998; 20: 259-262.

Tancan U, ayca u, Gokmen K. Evaluation of bond strength of metallic and ceramic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *European Journal of Orthodontics* 2010; 32: 214-218.

Tay FR, Gwinnett JA, pang KM, Wei SH. Structural evidence of a sealed tissue interface with total etch wet bonding technique, *in vivo*. *J Dent Res*. 1994; 73: 629-636.

Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res* 1996a; 75: 1034-1044.

Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, singlebottle primer/adhesives. *Dent Mater* 1996b; 12: 236-244.

Tay FR, Gwinnett JA, Wei SHY. The overwet phenomenon: A transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent* 1996c; 9: 161-166.

Tay FR, Gwinnett JA, Wei SHY. The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxyl acid monomers. *Dent Mater* 1997, 13: 118-127.

Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure. *J Dent* 1998; 26(2): 147-56.

Tay FR, Carvalho R, Sano H, Pashley DH. Effect of smear layer on the bonding of self-etching primer to dentin. *J Adhes Dent* 2000; 2: 99-116.

Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001; 17: 296-308.

Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 2002; 30: 371-382.

Tay FR, Pashley DH. Water treeing- A potencial mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 2003; 16: 6-12.

Tjan AHL, Castelnuovo J, Liu P. Bond strength of multi-step and simplified-step Systems. *Am J Dent* 9. 269-272.

Ten Cate AR. *Histología Oral*. Ed. Panamericana, Buenos Aires, 1986.

Toledano M, Osorio R, Perdigão J, rosales JL, Thompson JY, Cabrerizo MA. Influence of acid-etching and collagen removal on dentin wettability and roughness. *J Biomed Mater Res* 1999; 46: 198-203.

Toledano M, Osório R. *Materiales de uso más frecuente en Odontopediatría*. 1ª edición, ed Búho, Santo Domingo, República Dominicana, 2000, p. 70-71.

Toledano M, Osorio R, De Leonardi G, Rosales JI, Ceballos L, Cabrerizo M. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 2001; 14: 205-210.

Toledano M, Osório R, Osório E, Romeo A, Higuera B, Garcia-Godoy F. Bond strength of orthodontic brackets using different light and self-curing cements. *Angle orthod* 2003; 73: 56-63.

Toledano M, Osorio R, Sánchez F, Osorio E. *Arte y Ciencia de los Materiales Dentales*. 2003a, Ediciones Avances Medico-Dentales, S.L. Madrid.

Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CAO, Tay FR, Carvalho RM. Microtensile bond strength of several different adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent* 2003b; 16: 292-298.

Toledano M, Osorio R, Moreira MA, Cabrerizo-Vilchez MA, Gea P, Tay FR, Pashley DH. *Am J Dent*. 2004; 17(5): 130-134.

Toledano M, Proença JP, Erhard MC, Osório E, Aguilera FS, Osório R, Tay FR. Increases in dentin-bond strength if doubling application time of na acetone-containing one-step adhesive. *Op Dent* 2007a; 32(2): 132-137.

Torii Y, Itou K, Hikasa R, Iwata S, Nishitani Y. Enamel tensile bond strength and morphology enamel interface created by acid etching system with or without moisture and self-etching primer system. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 528-533.

Torii Y, Itou K, Nishitani Y, Ishikawa K, Suzuki K. Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin. *Am J Dent* 2002; 15: 305-308.

Tortamano A, Nauff F, Naccarato S, Vigorito J. Evaluation of tensile strength of brackets bonded indirect technique. *R Dental Press Orthod Ortop Facial* 2009.

Triolo PT, Swift EJ, Barkmeier WW. Effect of etching time on enamel bond strengths. *Am J Dent* 1993; 6: 302-304.

Turkun SL. Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. *J Dent* 2003; 31: 527-534.

Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 1999; 30: 249-257.

Uysal T, Ustdal A, Kurt G. Evaluation of shear bond strength of metallic and ceramic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *Eur J Orthod* 2010; 32: 214-218.

Van Landuyt K, Snauwaert J, De Munck J, Pneumans 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: 3757-3785.

Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, *et al.* Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 1993a; 72: 495-501.

Van Meerbeek B, Willems G, Celis JO, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nanoindentation of hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 1993b; 72: 1434-1442.

Van Meerbeek B, Perdigão J, Gladys S, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. En: *Fundamentals of operative dentistry- a contemporary approach*. Schwartz RS, Summit JB, Robbins JW. Quintessence Publishing co, Inc, 1996.

Van Meerbeek B, Conn LG Jr, Duke ES, Eick JD, Robinson SJ, Guerrero D. Correlative transmission electron microscopy examination of nondemineralized and demineralized resin-dentin interfaces formed by two dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1996a; 75: 879-888.

Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26: 1-20.

Van Meerbeek B, Vargas S, Inoue S, Yoshida Y, Pneumans M, Lambrechts P, *et al.* Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2001; 26: S119-S144.

Van Meerbeek B, De Munk J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, *et al.* Buonocore memorial lecture: adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28: 215-235.

Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigão J *et al.* Bonding to enamel and dentin In: *Fundamentals of operative dentistry*. 3th ed. 2006.

Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Carden G. A critique of bond strength measurements. *J Dent* 17: 61-67.

Vieira S, Leichsenring A, Casagrande FA, Vianna MS, Lima MH. Adesão em ortodontia –parte 1. *J Brás Orthodon Orthop Facial* 2002; 7(40): 344-50.

Wang Y, Spencer P, Yao X, Brenda B. Effect of solvent content in resin hybridization in wet bonding dentin. *J Biomed Mater Res* 2007.

Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994; 73(6): 1212-20.

Wege HA, Aguilar JA, Rodríguez-Valverde MA, Toledano M, Osorio R, Cabrerizo-Vílchez MA. Dynamic contact angle and spreading rate measurements for the characterization of the effect of dentin surface treatments. *J Colloid Interface Sci* 2003; 263: 162-169.

Wenzel RN. Resistance of solid surfaces to wetting by water. *Indust Eng Chem* 1936; 28: 988-994.

Yoshida K, Greener EH. Effect of photoinitiator on degree of conversion on unfilled light-cured resin. *J Dent* 1994; 22(5): 296-9.

Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, *et al.*. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 2000; 79: 709-714.

Xu HHK, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, Rekow ED. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res* 1998; 77: 472-480.

Zachrisson B. A post-treatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod* 1977;71:173-189.

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.

