

**UNIVERSIDAD DE SALAMANCA**  
**FACULTAD DE MEDICINA**  
**Departamento de Cirugía**



**Relación Enfermería-Odontoestomatología**  
**en un estudio de adhesión en Ortodoncia**

**Tesis doctoral**

Presentada por **Ester Chico Bermejo** para optar  
al título de Doctor en Cirugía y Odontoestomatología.

**Director:**

Dr. Alberto Albaladejo Martínez

2014

**Profesor Dr. D. CLEMENTE MURIEL VILLORIA, Director del  
Departamento de Cirugía de la Universidad de Salamanca,**

**CERTIFICA QUE:**

La presente Memoria, elaborada por **D<sup>a</sup> Ester Chico Bermejo** para optar a la Tesis Doctoral, con el título “Relación enfermería-odontoestomatología en un estudio de adhesión en Ortodoncia”, y realizada bajo la dirección del Dr. D. Alberto Albaladejo Martinez, reúne los requisitos necesarios para su presentación y defensa ante el Tribunal Calificador para poder optar al Grado de Doctor por la Universidad de Salamanca.

Y para que así conste, expide y firma la presente certificación en Salamanca a  
20 de Junio del 2014.

Fdo.: Dr. D. Clemente Muriel Villoria

**Profesor Dr. D. ALBERTO ALBALADEJO MARTINEZ, Doctor del  
Departamento de Cirugía de la Universidad de Salamanca.**

**CERTIFICA QUE:**

El presente trabajo titulado “Relación enfermería-odontoestomatología en un estudio de adhesión en Ortodoncia” ha sido realizado bajo su dirección en el Departamento de Cirugía por la Graduada en Enfermería **D<sup>a</sup> Ester Chico Bermejo** para optar a la tesis doctoral. Habiéndose concluido y reuniendo, a su juicio, las condiciones de originalidad y rigor científico necesarias, autorizan su presentación a fin de que pueda ser defendido ante el Tribunal correspondiente.

Y para que así conste, expide y firma la presente certificación en Salamanca, a  
20 de Junio del 2014.

Fdo. Dr. D. Alberto Albaladejo Martinez

# AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer en esta Tesis Doctoral a todas aquellas personas que me han ayudado de una manera u otra a su realización.

Al director de este trabajo, el Dr. Alberto Albaladejo Martínez, por su ayuda profesional y humana, tiempo y paciencia. Sin su dedicación no habría sido posible la realización de esta Tesis.

A todos los amigos, compañeros y doctorandos por sus consejos y apoyo en el momento adecuado.

A mi familia por el amor continuo mostrado.

# ÍNDICE

<b>RESUMEN</b> .....	10
<b>I. INTRODUCCIÓN</b> .....	15
<b>I.1 Concepto de adhesión. Adhesión en Odontología</b> .....	16
<b>I.2 El esmalte humano</b> .....	18
<i>I.2.1 Composición química</i> .....	18
I.2.1.1 Matriz orgánica.....	19
I.2.1.2 Matriz inorgánica.....	20
I.2.1.3 Agua.....	21
<i>I.2.2 Estructura histológica</i> .....	21
I.2.2.1 Unidad estructural básica.....	21
I.2.2.2 Unidades estructurales secundarias.....	23
<i>I.2.3 Propiedades físicas</i> .....	25
<b>I.3 Concepto de adhesión</b> .....	27



I.5.1.1	Cementado de aditamentos ortodónticos.....	50
I.5.2	<i>Adhesión al metal</i> .....	52
I.5.3	<i>La base del tubo metálico</i> .....	53
I.5.3.1	<i>Bracket vs. Tubo</i> .....	54
I.5.4	<i>El fallo adhesivo</i> .....	55
I.5.5	<i>El fallo en la adhesión del tubo</i> .....	55
I.5.6	<i>Medida del tipo de fallo en investigación</i> .....	59
<b>I.6</b>	<b>Método de medida de la eficacia adhesiva en Ortodoncia (Test de resistencia al cizallamiento)</b> .....	<b>59</b>
<b>II.</b>	<b>OBJETIVOS Y JUSTIFICACIÓN</b> .....	<b>61</b>
<b>III.</b>	<b>MATERIAL Y MÉTODO</b> .....	<b>64</b>
<b>IV.</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>72</b>
<b>V.</b>	<b>DISCUSIÓN</b> .....	<b>77</b>
<b>VI.</b>	<b>CONCLUSIONES</b> .....	<b>86</b>
<b>VII.</b>	<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	<b>88</b>



# RESUMEN



La adhesión en Ortodoncia es un aspecto fundamental para el tratamiento clínico con aparatología fija, debido a que sobre ésta se cimentarán todos los tratamientos de las maloclusiones que se van a realizar. Actualmente los Ortodoncistas clínicos están empezando a cambiar la colocación en los molares de las tradicionales bandas por tubos que presentan múltiples ventajas con respecto a éstos.

La aparición de nuevos sistemas adhesivos y cementos en el mercado hace necesaria la realización de pesquisas que aseguren una eficacia adhesiva correcta para que los tubos soporten las fuerzas a las que son sometidas durante el tratamiento activo, al mismo tiempo, deben ser capaces de disminuir los tiempos de sillón empleados para su cementado así como abaratar los costes. Además, se busca que el proceso de cementado sea lo más conservador posible con el esmalte, ya que es un tratamiento reversible una vez terminado el tratamiento con aparatología fija. Para intentar mejorar estos aspectos de la adhesión de tubos, podría ser una opción óptima prescindir del sistema adhesivo previo al cementado para disminuir tiempo y costes, ya que se ahorraría un paso, pero para ello, se debe utilizar un cemento que sea capaz de mostrar los mismos valores de adhesión que ofrezca la utilización de dicho adhesivo. Los composites fluidos, debido a sus características, podrían ser una buena opción que debe ser estudiada y comparada con los cementos de uso ortodóntico los cuales marcan actualmente el *gold standard* de la adhesión tubo-esmalte.

Los objetivos de la tesis fueron: 1) determinar la relación entre Enfermería y Odontoestomatología en la realización de un trabajo de adhesión en Ortodoncia; 2) determinar la influencia de diferentes agentes cementantes (cinco composites fluidos - Tetric Flow, Transbond Supreme LV, Filtek Supreme XT, Wave MV Flow y Admira

Flow- y un composite de cementado de aditamentos ortodónticos -Transbond XT-) en los valores de resistencia al cizallamiento en el cementado de tubos sobre esmalte humano; 3) estudiar la influencia del empleo de un sistema adhesivo en la eficacia adhesiva del cementado de tubos sobre esmalte acondicionado previamente con ácido ortofosfórico usando diferentes agentes cementantes y; 4) evaluar el índice de adhesivo residual y fracturas producidas en la superficie del esmalte tras la remoción de los tubos.

Para llevar a cabo la investigación se utilizaron 180 terceros molares humanos incluidos con el que se llevó a cabo el protocolo de investigación *in vitro* con el fin de estudiar la influencia del empleo de un sistema adhesivo en las fuerzas de adhesión del cementado de tubos con varios composites fluidos. Para su desarrollo se cementaron 180 tubos en molares dividiéndose la muestra en 6 grupos (cinco composites fluidos -Tetric Flow, Transbond Supreme LV, Filtek Supreme XT, Wave MV Flow y Admira Flow- y un composite de cementado de aditamentos ortodónticos -Transbond XT). Para cada grupo, a la mitad de los especímenes se le añadió el sistema adhesivo (Transbond XT - AXT-) mientras que la otra mitad se cementaron directamente sobre el esmalte grabado sin el empleo previo de éste.

Los molares se trataron por la cara vestibular con un pulido de pasta sin fluoruros. El esmalte se grabó con ácido ortofosfórico al 37% y se cementaron los correspondientes tubos ortodónticos siguiendo las normas del fabricante de cada cemento. Las muestras con los tubos cementados se almacenaron en recipientes con agua destilada dentro de una estufa que mantiene la temperatura a 37°C durante 24 horas.

Para la realización de la prueba de resistencia a la cizalla, cada espécimen se montó en un cilindro de resina acrílica autopolimerizable, el cual se colocó en una máquina de prueba universal donde fue testado aplicándole una aceleración de  $0.5 \text{ mm/min}^2$  hasta que se obtuvo el descementado del tubo. La fuerza aplicada fue en el sentido inciso-gingival. Se calcularon las fuerzas de adhesión en Mpa y las desviaciones estándar de cada grupo. El área de superficie de la base se determinó midiendo la longitud y el ancho y computando el área media.

Para valorar el fracaso en la adhesión se examinaron las superficies de esmalte resultantes tras la remoción del tubo, según correspondía a cada protocolo realizado, con un estereomicroscopio. El adhesivo residual sobre los dientes se clasificó usando el índice de restos de adhesivo (ARI).

A todos los datos se les realizó un análisis estadístico donde la significancia estadística se estableció para  $p=0.05$ . Los datos se analizaron con SPSS/PC + v.4.0 (SPSS, Chicago II1). La descripción estadística se realizó sobre los datos numéricos incluyendo la media y la desviación estándar calculada en todas las muestras testadas.

Los principales resultados a señalar son los siguientes: Cuando se usó el sistema adhesivo sobre la superficie de esmalte de los molares, los seis cementos testados actuaron de una manera similar. Sin embargo, cuando se prescindió del uso de éste, disminuyeron los valores de resistencia a la cizalla en todos los composites excepto en los composites fluidos Wave MV Flow y Transbond Supreme LV. Los otros tres composites Transbond XT, Tetric Flow, Filtek Supreme XT y Admira Flow obtuvieron

unos valores similares. Al observar el tipo de fallo ARI de la resina sobre el esmalte de cada uno de los subgrupos testados. De acuerdo al análisis estadístico para el tipo de ARI, todos los grupos mostraron un modo similar de fallo al descementarse el tubo que fue predominantemente ARI 1 y 2.

Las conclusiones de la tesis fueron: 1) Las graduadas en Enfermería poseen las nociones suficientes en Odontoestomatología como para poder desarrollar protocolos de investigación en el campo de la adhesión en Ortodoncia; 2) el tipo de composite empleado para cementar tubos no influye en las fuerzas de resistencia al cizallamiento del mismo cuando se aplica un sistema adhesivo previo sobre el esmalte grabado. Sin embargo, cuando se prescindió del uso de éste, sí que influye mostrando una mejor eficacia adhesiva los composites fluidos Wave MV Flow y Transbond Supreme LV; 3) la aplicación de un sistema adhesivo influye en el cementado de tubos cuando se aplica un composite de uso ortodóntico y en los composites fluidos con excepción del Wave MV flow y Transbond Supreme LV donde no influye el empleo del mismo y; 4) todos los tubos cementados sobre esmalte, independientemente del cemento aplicado y del empleo o no de un sistema adhesivo obtuvieron un fallo de la adhesión similar. En todos predominó una fractura adhesiva en el esmalte permaneciendo parte del cemento, lo cual lo hace una fractura conservadora para esta superficie.



## Capítulo I

# INTRODUCCIÓN

## **I.1. Concepto de adhesión. Adhesión en Odontología**

La palabra adhesión proviene del latín *ad* y *haerere*, formada por: *ad* (para) y *haerere* (pegarse) (Sainz y cols., 1967). Adhesión se define como el estado por el que dos superficies se mantienen juntas mediante fuerzas o energías interfaciales basadas en mecanismos químicos, mecánicos o ambos con la mediación de un adhesivo (ISO/TR 11405: 1993). El material que une dos superficies se denomina adhesivo y la superficie a adherir se denomina adherente o sustrato (Kinloch, 1987; Packham, 1992). El espacio virtual que hay entre las superficies unidas se denomina interfase.

Para que se produzca una buena adhesión tiene que existir una buena humectabilidad y un íntimo contacto entre las superficies a unir (Burke y cols., 1995; Toledano y cols., 2001). El periodo de tiempo que perdura la unión se denomina durabilidad.

La adhesión se puede agrupar en dos procedimientos:

- a) Mecanismo mecánico: consiste en el entremezclado del adhesivo solidificado en las irregularidades de la superficie del adherente (Nakabayashi y cols., 1998; Saraç y cols., 2007; Soberanes de la Fuente y cols., 2007). Da lugar a la adhesión mecánica, que puede ser macromecánica (las irregularidades son apreciables a simple vista) y micromecánica (las irregularidades son microscópicas) (Nakabayashi y cols., 1998; Albaladejo y cols., 2006).
- b) Mecanismo químico: corresponde a la unión íntima, a escala molecular mediante la generación de enlaces químicos entre el adhesivo y el adherente. Se puede llevar a cabo en forma de uniones iónicas o covalentes (primarios o fuertes) o uniones por puentes de hidrógeno, interacciones por dipolos, fuerzas de Van der Waals (secundarios o débiles) (Nakabayashi y cols., 1998; Saraç y cols., 2007;

Soberanes de la Fuente y cols., 2007).

La adhesión debe ser un proceso reversible que no deje secuelas una vez finalizado el tratamiento (Tsui-Hsien y cols., 2001; Harari y cols., 2003; Osorio y cols., 2003; Özcan y cols., 2004; Albaladejo y cols., 2006; Sarac y cols., 2007; Lobato y cols., 2010). Existen diversos factores físicos, denominados fenómenos de superficie, que influyen en la adhesión. Entre ellos se encuentran la tensión superficial y la humectabilidad. La adhesión no se entiende como la simple aplicación de un pegamento para unir dos superficies. En numerosas ocasiones hay que realizar pretratamientos antes de la aplicación del adhesivo. Básicamente, el proceso de unión sigue tres pasos fundamentales (Van Meerbeek y cols., 1992; Osorio y cols., 2003; Albaladejo y cols., 2006):

- a) Acondicionamiento del adherente. Consiste en alterar su morfología y/o su estructura química.
- b) Imprimación del adherente. Consiste en la aplicación previa de una sustancia química con el fin de que el sustrato sea más receptivo al adhesivo.
- c) Aplicación del adhesivo. Consiste en aplicar el adhesivo sobre la superficie adherente.

Estos tres pasos no tienen porqué suceder siempre de forma claramente diferenciada. Se pueden encontrar de manera simultánea o bien faltar alguno de ellos (Van Meerbeek y cols., 1992; Osorio y cols., 2003).

## **I.2 El esmalte humano**

El esmalte dental es una estructura cristalina compleja. Es el tejido ectodérmico que cubre la corona anatómica del diente. Presenta unas propiedades físicas, una composición química y una estructura histológica que lo individualizan del resto de tejidos del genoma. Deriva del ectodermo y se forma a partir del llamado órgano del esmalte (Gómez de Ferraris y cols., 2002; Berkovitz y cols., 2002). Se une al complejo dentino-pulpar en la unión amelodentinaria y al cemento en la unión amelo-cementaria.

### *I.2.1 Composición química*

Debido a su elevado contenido en sales minerales y su organización cristalina, el esmalte es el tejido calcificado de mayor dureza en el cuerpo humano (Bhaskar y cols., 1993). Dicha dureza se debe principalmente a que el esmalte presenta una estructura cristalina altamente mineralizada que contiene un 95-98% de materia inorgánica en su peso. A su vez, un 1-2% de su composición lo ocupa una matriz orgánica y el 3-5% restante está formado por agua (Bowes y cols. 1935; Sturdevant y cols., 1996; Berkovitz y cols. 2002).

El esmalte presenta características únicas frente al resto de tejidos calcificados en (Davis y cols., 1988; Avery y cols., 2007):

- a) Deriva del ectodermo.
- b) Su matriz orgánica es de naturaleza no colágena.
- c) Sus cristales de Hidroxiapatita (HAp) son grandes en extremo, mucho más que los de otros tejidos calcificados.

En el esmalte maduro humano no hay células ni prolongaciones celulares.



Las células se pierden durante la erupción, por tanto, no se puede elaborar un nuevo esmalte por aposición después de la erupción.

#### I.2.1.1 Matriz orgánica

El componente orgánico de mayor importancia es de naturaleza proteica y constituye un complejo sistema de multiagregados polipeptídicos. Entre estas proteínas destacan (Gómez de Ferraris y cols., 2002): a) Las amelogeninas: son moléculas hidrofóbicas, fosforiladas y glicosiladas. Son las más abundantes (90% al comenzar la amelogénesis) (Gómez de Ferraris y cols., 2002). Se denominan proteínas del esmalte inmaduro y se localizan entre los cristales de las sales minerales, sin estar ligadas a ellos (Jones y cols., 2003). Su función es importante para establecer y mantener el espaciado entre los prismas en las etapas iniciales del desarrollo del esmalte (Ross y cols., 2005); b) las enamelinas: son moléculas hidrofílicas glicosiladas. Se localizan en la periferia de los cristales formando las proteínas de cubierta. Representan entre el 2-3% de la matriz orgánica del esmalte (Robinson y cols., 1998; Gómez de Ferraris y cols., 2002); c) las ameloblastinas o amelinas: se localizan en las capas más superficiales del esmalte y en la periferia de los cristales. Representan el 5% del componente orgánico (Gómez de Ferraris y cols., 2002; Ross, 2005); d) las tuftelinas o esmalteinas: se localizan en la zona de la unión amelodentinaria al inicio del proceso de formación del esmalte, representando el 1-2% del componente orgánico (Ross y cols., 2005) y; e) las parvalbúminas: se encuentran en el polo distal del proceso de Tomes del ameloblasto secretor. Su función está asociada al transporte de calcio del medio intracelular al extracelular (Gómez de Ferraris y cols., 2002).

Además de estas proteínas específicas, en la matriz orgánica del esmalte también podemos encontrar proteínas séricas, enzimas y pequeñas cantidades de condroitín 4-sulfato, condroitín 6-sulfato y lípidos.

### I.2.1.2 Matriz inorgánica

El material inorgánico está formado por HAp, fluoruro, formas carbonadas, elevadas concentraciones de calcio y fosfato, y en menor proporción aluminio, bario, magnesio, estroncio, radio y vanadio. Esta parte inorgánica le confiere al esmalte un aspecto translúcido (Gómez de Ferraris y cols., 2002; Osorio y cols., 2003). Estas sales muestran una disposición apatítica que responde, al igual que el hueso, la dentina y el cemento a la fórmula general  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . Dichas sales se depositan en la matriz del esmalte, dando origen a un proceso de cristalización que transforma la masa mineral en cristales de HAp (Davis y cols., 1988) constituyendo prismas, bastones o varillas de esmalte, que se corresponden con la unidad estructural básica del esmalte. Los iones flúor pueden sustituir a los grupos hidroxilos en el cristal de HAp y convertirlo en un cristal de fluorhidroxiapatita (FHAp), que es más resistente (menos soluble) a la acción de los ácidos. Las concentraciones más altas de flúor se localizan en las 50  $\mu\text{m}$  más superficiales del esmalte (Gómez de Ferraris y cols., 2002).

Los cristales de sales minerales en el esmalte, a diferencia de otros tejidos calcificados, son extremadamente grandes y se asemejan a placas de forma hexagonal. La longitud aproximada promedio de estos cristales es de 2.000 Å, pero no son raras las longitudes de 5.000 Å y 6.000 Å. A diferencia del hueso y la dentina, no parece haber

una etapa de fosfato de calcio amorfo en la formación de la HAp cristalina del esmalte (Davis y cols., 1988).

### I.2.1.3 Agua

Es el tercer componente de la composición química del esmalte. Proporcionalmente, el esmalte tiene más agua (más del 4 %) que componentes orgánicos (Mjör y cols., 1989). Se localiza en la periferia del cristal constituyendo la denominada “capa de hidratación”. El porcentaje de agua en el esmalte disminuye progresivamente con la edad (Gómez de Ferraris y cols., 2002).

## I.2.2 Estructura histológica

### I.2.2.1 Unidad estructural básica

La unidad estructural básica es “*el prisma del esmalte*”, que es una estructura compuesta por cristales de HAp. El conjunto de prismas del esmalte forma el esmalte prismático que constituye la mayor parte de esta matriz extracelular mineralizada (Gómez de Ferraris y cols., 2002).

Esmalte prismático: los prismas son estructuras longitudinales de 4  $\mu\text{m}$  de espesor que se dirigen desde la unión amelodentinaria hasta la superficie del esmalte. El número de prismas varía en relación al tamaño de la corona entre 5 y 12 millones. Con el microscopio electrónico de barrido (MEB) se observan bastones irregularmente paralelos en cortes longitudinales y con una morfología en ojo de cerradura en cortes transversales (Bhaskar y cols., 1986; Gómez de Ferraris y cols., 2002).

Los prismas del esmalte están compuestos por un conjunto de cristales de HAp que presentan una disposición muy bien definida en el interior de los mismos. En un corte longitudinal, los ejes mayores de los cristales de HAp se disponen paralelos al eje longitudinal del prisma en la región de la cabeza, y se van inclinando progresivamente respecto a dicho eje hasta que adquieren una posición perpendicular en la región de la cola del prisma (Meckel y cols., 1965; Osorio y cols., 2003). La orientación de los prismas es bastante compleja pues no siguen una trayectoria rectilínea a través del esmalte, sino un recorrido sinuoso. Los prismas se disponen en hileras o planos circunferenciales alrededor del eje mayor del diente (Gómez de Ferraris y cols., 2002). El material orgánico es muy escaso y se distribuye fundamentalmente en la periferia de los prismas rodeando la estructura en ojo de cerradura. Este material es muy insoluble y corresponde a la denominada vaina de los prismas (Gómez de Ferraris y cols., 2002). La microscopía electrónica ha permitido investigar la sustancia interprismática y se ha llegado a la conclusión de que posee el mismo grado de mineralización de cristales de HAp que el cuerpo del prisma. Por lo tanto, es preferible hablar de área interprismática. Dado que no se puede negar la existencia de este área interprismática sería mejor describir la estructura adamantina conformada por prismas de sección aproximadamente circular, sin olvidar que la región interprismática tiene el mismo contenido mineral que el prisma (Barrancos y cols., 2006).

**Esmalte aprismático:** Es material adamantino carente de prismas. Se localiza en la superficie externa del esmalte prismático y posee un espesor de 30  $\mu\text{m}$  a 100  $\mu\text{m}$ . Está presente en todos los dientes primarios y en un 70% de los permanentes (Gómez de

Ferraris y cols., 2002). En estos últimos está ubicado en las regiones cervicales y en zonas de fisuras y microfisuras y, en menor medida en las superficies cuspídeas. En el esmalte aprismático, los cristales de HAp se disponen paralelos entre sí y perpendiculares a la superficie externa (Gómez de Ferraris y cols., 2002).

#### I.2.2.2 Unidades estructurales secundarias

Se definen como aquellas estructuras o variaciones estructurales que se originan a partir de las unidades estructurales primarias como resultado de varios mecanismos: el diferente grado de mineralización, el cambio en el recorrido de los prismas y la interrelación entre el esmalte y la dentina subyacente o la periferia medioambiental (Gómez de Ferraris y cols., 2002).

Entre ellas se encuentran: a) Estrías de Retzius: Son líneas de crecimiento incremental. Entre ellas hay intervalos de 20 a 80  $\mu\text{m}$  siendo más numerosas en la región cervical. En un corte transversal se ven como anillos concéntricos; en un corte longitudinal se ven como series de bandas oscuras que reflejan los sucesivos frentes en la formación del esmalte. Existe una estría más sobresaliente que las demás y que coincide con el nacimiento (línea neonatal o línea de Rushton-Orban) (Gómez de Ferraris y cols., 2002). Las microfotografías electrónicas revelan una posible disminución en el número de cristales en las estrías. También se ha sugerido que los prismas del esmalte se doblan cuando cruzan una línea incremental (Ten Cate y cols., 1986); b) Penachos de Linderer: Representan grupos o acúmulos de prismas hipomineralizados (hipocalcificados) que se extienden de la unión dentina-esmalte al interior de este último en aproximadamente un tercio de su grosor y constituyen

regiones débiles o “fallas geológicas” en el tejido maduro (Davis y cols., 1988); c) Bandas de Hunter-Schreger: Aparecen como bandas alternadamente claras y oscuras denominadas respectivamente parazonas y diazonas (Ten Cate y cols., 1986). Son un fenómeno óptico ocasionado únicamente por cambios en la dirección de los prismas. Se ven más claramente en los cortes longitudinales por desgaste observados con luz reflejada y se encuentran en los cuatro quintos internos del esmalte (Ten Cate y cols., 1986, Bhaskar y cols., 1993); d) Esmalte nudoso: En las cúspides del diente, donde los prismas se orientan principalmente en un plano vertical, el carácter ondulante de los prismas individuales da origen al esmalte nudoso, en que los prismas aparecen torcidos y contorneados uno alrededor de otro (en forma de anillos) en las caras cuspídeas de la unión dentina-esmalte (Avery y cols., 2007); e) Unión amelodentinaria: La unión entre el esmalte y la dentina se establece a medida que estos dos tejidos duros se forman y se visualiza como un perfil ondulante o festoneado en los cortes por desgaste (Ten Cate y cols., 1986). Al MEB se muestra como una serie de surcos que aumentan la superficie. Esta relación asegura la firme retención del esmalte sobre la dentina (Bhaskar y cols., 1993). El espesor de la unión amelodentinaria se ha estimado en 11,8  $\mu\text{m}$  sin que existan variaciones significativas entre los distintos dientes ni tampoco a lo largo de la unión amelodentinaria de cada diente (Gómez de Ferraris y cols., 2002); f) Husos adamantinos: Durante las primeras fases de aposición de la odontogénesis, las prolongaciones de los odontoblastos pasan a través del límite amelodentinario hacia el esmalte para quedar en íntima relación con los recién diferenciados ameloblastos secretores (Bhaskar y cols., 1993). Al iniciarse la amelogénesis, estas estructuras quedan atrapadas dentro de la matriz calcificada del esmalte para formar los husos adamantinos; g) Periquimatías: Están producidas por las terminaciones de grupos de prismas acentuadas por la oscilación de los ameloblastos antes que el siguiente grupo de

prismas contacte con la superficie del esmalte (Walter y cols., 1998); h) Líneas de imbricación de Pickerill: Son surcos poco profundos existentes en la superficie del esmalte, generalmente en la porción cervical de la corona (Gómez de Ferraris y cols., 2002) e; i) Fisuras o surcos del esmalte: Son invaginaciones de morfología y profundidad variable que se observan en la superficie del esmalte de premolares y molares. El origen de las fisuras se debe a una coalescencia incompleta de los lóbulos cuspídeos donde la actividad ameloblástica se desarrolla de forma independiente y luego se sueldan (Gómez de Ferraris y cols., 2002).

### *1.2.3 Propiedades físicas*

El esmalte presenta las siguientes propiedades:

- a) Dureza: Es la resistencia superficial de una sustancia a ser rallada o a sufrir deformaciones motivadas por presiones. Es duro debido a su alto contenido mineral, encontrándose en un rango de 3 a 6 GPa (Xu y cols., 1998; Habelitz y cols., 2001; Mann y cols., 2006), 200 a 500 Knoop y un valor de 8 en la escala de Mohs. Llega a soportar fuerzas de hasta 150 kg (Zelander, 1974). La dureza del esmalte decrece desde la superficie hacia la unión amelodentinaria y estará determinada por la diferente orientación y cantidad de cristales en las distintas zonas del prisma (Bhaskar y cols., 1993; Xu y cols., 1998; Habelitz y cols., 2001; Gómez de Ferraris y cols., 2002; Mann y cols., 2006).
- b) Elasticidad: Es muy escasa pues depende de la cantidad de agua y de sustancia orgánica que posee. Por ello, el esmalte es un tejido frágil ya que posee una resistencia a la tensión baja y un módulo de elasticidad alto (de entre 70 y 120

GPa (Xu y cols., 1998; Habelitz y cols. 2001; Park y cols., 2008), por lo que necesita algún tejido subyacente, la dentina, que tenga alta resistencia compresiva y cierta resiliencia (Saralegui y cols., 1997). La elasticidad es mayor en la zona del cuello de los prismas por el mayor contenido en sustancia orgánica (Xu y cols., 1998; Habelitz y cols., 2001; Gómez de Ferraris y cols., 2002; Park y cols., 2008).

- c) Color y Transparencia: El esmalte es translúcido y el color varía de un blanco amarillento a un blanco grisáceo, dependiendo de la estructura subyacente, es decir, de la dentina (Gómez de Ferraris y cols., 2002). La transparencia podría atribuirse a variaciones del grado de calcificación y homogeneidad del esmalte. A mayor mineralización, mayor translucidez (Bhaskar y cols., 1993; Gómez de Ferraris y cols., 2002).
- d) Permeabilidad: Es extremadamente escasa. El esmalte puede actuar como una membrana semipermeable, permitiendo la difusión de agua y de algunos iones presentes en el medio bucal (Gómez de Ferraris y cols., 2002).
- e) Radioopacidad: Es la oposición al paso de los rayos Roentgen. Es muy alta debido a su alto grado de mineralización (Gómez de Ferraris y cols., 2002). El esmalte es más radiopaco que la dentina (Lee y cols., 2007), llegando a resultar la estructura más radioopaca del organismo humano (Gómez de Ferraris y cols., 2002).



### **I.3 Concepto de adhesión**

#### *I.3.1 Generalidades sobre adhesión*

Se denominan “*fuerzas de adhesión*” a las que tienden a unir moléculas de sustancias diferentes. Las fuerzas que tienden a unir moléculas de la misma sustancia se llaman “*fuerzas de cohesión*”. La adhesión implica la existencia de atracciones interatómicas o intermoleculares, de carácter químico, que pueden ser de distintos tipos (Van Meerbeek y cols., 1994; Abate y cols., 2000). Las atracciones interatómicas son de carácter fuerte y se basan en el juego de los electrones de las últimas capas de los átomos. Pueden ser iónicas, covalentes o metálicas. Las atracciones entre moléculas son de carácter más débil y se basan en la atracción entre cargas de distinto signo. Pueden ser de tipo fuerzas de Van der Waals, puentes de hidrógeno, fuerzas polares, quelación y fuerzas de dispersión (Abate y cols., 2000; Van Meerbeek y cols., 1994). Dos cuerpos pueden también unirse por medio de anclajes que se fijan uno a otro a través de los efectos geométricos y estructurales entre los sustratos adherentes (Abate y cols., 2000), es decir, por retenciones mecánicas, rozamiento o ambos.

En odontología se utiliza con frecuencia el término adhesión para referirnos a uniones de tipo mecánico, donde la unión se produce solamente por medio de microrretención, sin ninguna interacción química entre los sustratos. Ésta es, por ejemplo, la unión que se configura entre el esmalte grabado y la resina fluida (Van Meerbeek y cols., 1994).

### 1.3.2 Factores que influyen sobre la adhesión

La adhesión se ve influenciada por las características de los sustratos que se van a unir. Son determinantes las siguientes propiedades físicas:

- a) Tensión superficial y energía superficial: Todos los átomos que constituyen un cuerpo se encuentran atraídos y atraen a su vez a los átomos de alrededor por medio de fuerzas electrostáticas. La compensación de unas fuerzas con otras hace que el interior de la masa esté en equilibrio. Los átomos que quedan en la superficie, al estar rodeados por otros átomos solamente por un lado, quedan con fuerzas sin compensar y, por tanto, mantienen una energía no contrarrestada en la superficie. En los líquidos, esta energía se denomina *tensión superficial*, y en los sólidos, *energía superficial* (Erickson y cols., 1992).
- b) Humectancia: Se denomina humectancia a la capacidad de un líquido para mojar un sólido. Depende directamente de las energías superficiales de cada uno de los sustratos, ya que la tensión superficial tiende a mantener el líquido en forma de gota, mientras que la energía superficial del sólido tiende a que se extienda. A mayor humectancia, mayor capacidad de mojar, es decir, mayor capacidad de que el líquido se extienda por la superficie del sólido. La humectancia se valora por medio de una gota de líquido colocada sobre el sólido, midiendo el ángulo de contacto que forma la tangente de la gota con la superficie del sólido. Cuanto mayor es ese ángulo, menos extendida está la gota y menor es la humectancia (Padday y cols., 1992).
- c) Capilaridad: Cuando un líquido se pone en contacto con un tubo de pequeño diámetro tiende a introducirse por él. Este fenómeno se denomina capilaridad y está directamente relacionado con la tensión superficial. Cuanto menor sea ésta,

mayor será la tendencia a introducirse por el capilar (García Barbero y cols., 1997).

Todos estos factores tienen una enorme importancia en el campo de la adhesión al esmalte:

- El esmalte tiene un alto contenido en materia inorgánica y muy poco contenido en agua, por lo que tiene una energía superficial alta. Cuando se le trata con un ácido se crean unas microporosidades que actúan como capilares.
- La resina que va a adherirse a las estructuras dentales tiene que tener una tensión superficial y unas características de humectancia, capilaridad y fluidez que favorezcan dicha unión (García Barbero y cols., 1997).

#### **I.4 Adhesión al esmalte**

El fenómeno de la adhesión al esmalte es probablemente el fenómeno que más ha revolucionado la odontología en el último siglo. Durante las últimas décadas se ha llevado a cabo una continua y rápida evolución en los materiales adhesivos restauradores.

##### *I.4.1 Técnica de grabado ácido*

La adhesión al esmalte fue posible gracias a la introducción de la técnica de grabado con ácido fosfórico (Buonocuore y cols., 1955). Buonocuore llevó a cabo un estudio con la idea de modificar la superficie del esmalte de forma química para poder

adherir un material de restauración. Unos años después comenzó la era de las resinas modernas, cuando Ray L. Bowen y cols. (1962) desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación fue la matriz de resina de Bisfenol-A/II. Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) que permite crear un polímero de cadenas cruzadas, y la introducción de un agente de acoplamiento o silano entre la matriz de resina y las partículas de relleno.

El efecto que persigue el grabado ácido sobre el esmalte, se basa principalmente en cambiar su superficie para convertirla en más receptiva a la adhesión de las resinas dentales mediante la destrucción del interior de los prismas, manteniendo intacta su estructura periférica. Así se logran porosidades más retentivas. El ácido es capaz de desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de los prismas o varillas adamantinas (unidad estructural del esmalte), creando poros, surcos y/o grietas, aumentando así la superficie de contacto entre el diente y la resina en unas 2000 veces aproximadamente (Jendresen y cols., 1981) y se está elevando la energía superficial a más del doble de la que tiene el esmalte sin grabar (Perdigao y cols., 2000). Ambos efectos favorecen enormemente las posibilidades de unión ya que la resina queda retenida mecánicamente en el interior de los microporos (Van Meerbeek y cols., 1994).

El efecto del ácido grabador depende de la superficie de esmalte a tratar. La superficie intacta del esmalte suele ser más resistente al grabado ya que en ella el esmalte es aprismático y además, con frecuencia tiene un mayor contenido de flúor. Por otro lado, el grabado del esmalte cortado actúa en función de la zona de los prismas que se presenta 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 altamente retentivos de 5 a 15 micras de profundidad. Si lo que se presenta al ácido son prismas cortados longitudinalmente, más que microporos, se crean unas erosiones lacunares que son mucho menos efectivas (García Barbero y cols., 1997).

Desde que Buonocuore (1955) sugirió la utilización del ácido fosfórico al 80% durante 2 minutos para grabar el esmalte, tanto la concentración del ácido como el tiempo de aplicación se han ido reduciendo hasta la fecha actual. Así pues, Kinch y cols. (1988) no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el grabado del esmalte con ácido fosfórico durante 15 segundos o durante 60 segundos para el cementado directo de *brackets*. Estos resultados coinciden con las observaciones de Sadowsky y cols. (1990), Surmont y cols. (1992) y de Sheen y cols. (1993). Si el tiempo de grabado supera los 60 segundos, se genera un patrón de grabado adamantino inadecuado, ya que la precipitación mineral del esmalte eliminado provoca una disminución en la profundidad de los microporos a unas 2-8  $\mu\text{m}$ , y esto interfiere negativamente con la adhesión (Gilpatrick y cols., 1991).

En lo referente a la concentración del ácido fosfórico, Sadowsky y cols. (1990) obtuvieron los mismos resultados al aplicar el grabado con ácido fosfórico al 37% que al 15%, por tanto, consideraban más favorable la menor concentración por la menor posibilidad de dañar el esmalte. Wang y cols. (1994) sugirieron el uso del ácido fosfórico durante 15 segundos y en una concentración entre el 10% y el 60% con el fin de obtener una mayor fuerza adhesiva; ya que concentraciones por debajo del 10% y por encima del 60% llevaban a un fracaso en la interfase adhesiva entre la resina y el esmalte. Por el contrario, hay autores que defienden el uso de concentraciones de ácido

fosfórico inferiores. Tal es el caso de Carlstensen y cols. (1993) quienes concluyeron en sus estudios que la solución de ácido fosfórico al 2% es la concentración óptima para el cementado de *brackets*, pues con esta concentración se obtienen fuerzas adhesivas aceptables y se previene el daño en la superficie del esmalte en el momento del descementado.

#### I.4.1.1 Patrones de grabado

Los prismas presentan en condiciones normales cinco patrones morfoestructurales distintos cuando se utiliza la técnica de grabado ácido. Silverstone y cols. describió en 1975 los patrones de grabado de los tipos I, II y III, mientras que unos años más tarde, en 1979 fueron descritos los tipos IV y V por Galil y Wright:

- Patrón tipo I: el centro del prisma aparece erosionado permaneciendo insoluble la periferia.
- Patrón tipo II: la periferia de los prismas aparece erosionada y permanece insoluble la zona central.
- Patrón tipo III: se produce una erosión generalizada y se configuran imágenes que vagamente recuerdan la morfología prismática en escamas de pescado o en ojo de cerradura.
- Patrón tipo IV: se observa una superficie con hoyos y marcas no uniformes. Se caracteriza por una zona de depresiones distribuidas aleatoriamente por la superficie del esmalte sin que exista una destrucción preferente de la periferia o del centro de los prismas.

Patrón tipo V: no hay evidencia de los prismas. Está caracterizado por una superficie lisa que carece de microirregularidades para la penetración y retención de la resina.

La existencia de diferentes patrones se relaciona con variaciones en la composición química de los prismas y, sobre todo con posibles diferencias regionales en distintas piezas dentarias (Cehereli y cols., 2000).

#### *I.4.2 Sistemas adhesivos*

El desarrollo de la adhesión tanto al esmalte como a la dentina se encuentra en plena evolución. Esto hace que la manera de adherir al diente cambie en muy poco tiempo y, quizás, lo que ahora consideramos como algo definitivo, dentro de unos meses puede estar obsoleto.

Se puede definir un sistema adhesivo, como el conjunto de materiales que sirven para realizar todos los pasos de la adhesión del material restaurador al diente, como son la preparación de la superficie del esmalte y dentina, adhesión química y/o micromecánica a esmalte y dentina y adhesión química al material restaurador (Vega del Barrio y cols., 1996).

##### *I.4.2.1 Requisitos de los sistemas adhesivos*

Los requisitos más importantes que debe tener un material adhesivo según Vega

del Barrio (1996) son: a) Capacidad reactiva al calcio y al colágeno para producir una adhesión química a los tejidos duros del diente; b) tensión superficial adecuada para que humecte la superficie y se produzca el fenómeno de capilaridad en las microrretenciones; c) baja viscosidad para que fluya en el interior de estas microrretenciones; d) hidrofilia, para que sea capaz de actuar en condiciones de humedad; e) que sea capaz de experimentar una reacción de polimerización en presencia de oxígeno y agua, con mínimos cambios dimensionales y en un corto período de tiempo; f) resistencia elevada para que no se produzca fractura cohesiva del material; g) resistencia adhesiva elevada, debiéndose adquirir esta resistencia en el mínimo período de tiempo posible; h) Elasticidad y flexibilidad para que no se deforme permanentemente y absorba las tensiones que se producen sobre la restauración o el material adherido; i) Que sea insoluble a los fluidos orales y que sea ácido-resistente; j) bactericida y bacteriostático, para eliminar los posibles gérmenes que hayan quedado tras la preparación; k) cariostáticos, mediante la liberación de flúor; l) biocompatible y; m) fácil de manipular.

En la actualidad no existe ningún adhesivo que cumpla todos estos requisitos (Vadiakas y cols., 1994; Burke y cols., 1995; Vega del Barrio y cols., 1996).

#### I.4.2.2 Componentes de los sistemas adhesivos

La incapacidad de las resinas compuestas para adherir directamente a los sustratos dentales, hizo que la aplicación de un sistema adhesivo fuera un paso intermedio indispensable en los procedimientos clínicos donde se utilizasen dichos



materiales (Vega del Barrio y cols., 1996; Toledano y cols., 2003).

El procedimiento adhesivo consta de tres componentes básicos:

- a) Agente grabador. Los más frecuentemente utilizados son ácidos fuertes, como el ácido ortofosfórico al 37%. También se siguen usando en la composición de los imprimadores ácidos débiles (cítrico, maleico, etc). En sistemas adhesivos más actuales (adhesivos autograbadores) se utilizan nuevos monómeros ácidos como el Phenil-P O EL MDP.
- b) Imprimador o *primer*, que penetra y moja toda la zona descalcificada para facilitar el contacto de la resina adhesiva con el colágeno desmineralizado. Sus funciones son mejorar la humectabilidad de la dentina acondicionada, mantener las fibras de colágeno sin colapsar y separadas entre sí y facilitar o vehiculizar la resina adhesiva hacia el interior de la dentina descalcificada (Titley y cols., 1995; Tani y cols., 1996; Perdigão y cols., 1997; Toledano y cols., 2001).
- c) Adhesivo o Resina. Se disuelve con el imprimador y penetra en la dentina, sirviendo de puente entre las dos superficies a adherir, la dentina y el material restaurador. Además, la resina adhesiva confiere una flexibilidad y resistencia adecuadas a la zona de dentina infiltrada. Puede contener monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos.
  - Monómeros hidrofílicos: son los encargados de conseguir la unión a la dentina, aprovechando la humedad de la misma, impregnando la capa híbrida y formando *tags*. Son monómeros como PENTA, HEMA (hidroximetacrilato de etilo), BPDM, TEGDMA o 4-META (4 metacriletil trimelítico anhidro) (Padrós y cols., 2000; Jiménez Planas y cols., 2007). Según los estudios realizados por Hotta y cols. (1992) algunos de estos monómeros, en concreto el 4-META contienen tanto

grupos hidrofílicos como hidrofóbicos y producen un incremento en la fuerza adhesiva entre las resinas de autocurado y el esmalte grabado mejorando la estabilidad adhesiva. El monómero 4-META mejora la penetración de la resina en la periferia de los prismas del esmalte grabado y favorece la polimerización por lo que se consiguen unos resultados excelentes en la adhesión al esmalte grabado.

- Monómeros hidrofóbicos: Son los primeros que formaron parte de los materiales adhesivos y aunque son poco compatibles con el agua, su función en los sistemas adhesivos es doble. Por un lado consiguen una buena unión a la resina compuesta que también es hidrofóbica, y por otro lado, al ser más densos que las resinas hidrofílicas, consiguen que la capa de adhesivo tenga grosor suficiente para que la interfase diente/resina soporte el estrés al que va a ser sometida (Jiménez Planas y cols., 2007).

El imprimador y el adhesivo suelen incorporar en su composición otros productos para mejorar su comportamiento y sus propiedades. Estos productos son:

- Activadores o agentes de la polimerización. Son los encargados de desencadenar la reacción en cascada de la polimerización. Básicamente nos encontramos con dos, los fotoactivadores que son las camforoquinonas o la fenilpropanodiona (PPD) y los quimioactivadores como el sistema Peróxido de Benzoilo (Jiménez Planas y cols., 2007).
- Aminas. En algunas ocasiones se encuentran asociados ambos tipos de activadores encontrándonos entonces ante un adhesivo de fraguado dual (Jiménez Planas y cols., 2007).

- Relleno inorgánico. Este componente no aparece en todos adhesivos, pero en los que lo hace pretende reforzar a través del nanorrelleno la resina y conseguir así un adhesivo con propiedades mecánicas mejoradas. Con este tipo de adhesivos es más fácil conseguir un adecuado grosor de capa pues son menos fluidos (Jiménez Planas y cols., 2007).
- Disolventes. Las resinas, para conseguir la humectancia y fluidez adecuadas, deben estar disueltas en un solvente volátil. Este solvente permite la entrada de la resina en las microrretenciones y posteriormente se evapora llevándose con él toda la humedad residual. Los solventes que utilizan nuestros adhesivos son agua, etanol y acetona. De todos ellos el más volátil es la acetona, después el alcohol y por último el agua (Jiménez Planas y cols., 2007).

#### I.4.2.3 Clasificación de los sistemas adhesivos.

Hay diversas clasificaciones para los sistemas adhesivos: según el sistema de activadores, según su evolución y consiguiente aparición en el mercado (por generaciones), según su acción sobre el barrillo dentinario, según su constitución física (número de botes) o según el mecanismo de adhesión. Una de las clasificaciones más completas es la que utiliza la composición y técnica de aplicación. Los clasifica en: 1) adhesivos no autograbadores, de grabado total o convencionales y; 2) adhesivos autograbadores.

1. Adhesivos de grabado total, no autograbantes o convencionales.

– Grabado total en tres pasos

A este grupo pertenecen los sistemas adhesivos que emplean la técnica de grabado ácido total como mecanismo acondicionador de la estructura dental: previo acondicionamiento de la superficie del esmalte con una aplicación de ácido fosfórico al 37% durante 30 segundos (puede variar dependiendo de las normas de cada fabricante), se realiza un posterior lavado con agua y se elimina del exceso de humedad, se aplica el adhesivo, el cuál penetra en los poros creados por el ácido gracias a su baja tensión superficial, capacidad humectante y capilaridad. Al penetrar en las porosidades, forma los llamados *tags* de resina primarios y secundarios (Van Meerbeek y cols., 2002). Se ha demostrado que gracias a la composición homogénea del esmalte, tipo de superficie y alta energía superficial (después de la aplicación del agente acondicionador) es posible obtener altos valores de fuerza de adhesión (30 MPa *in vitro*) siendo estos valores siempre superiores a los obtenidos en dentina debido a las características especiales de dicho sustrato (Van Meerbeek y cols., 2002).

– Grabado total en dos pasos

El proceso anterior de tres pasos se simplificó en dos, al unificarse el imprimador y el adhesivo (De Munck y cols., 2005; Fuentes y cols., 2013). En este sistema el grabado se hace de la forma tradicional y tras él, se aplica un segundo componente en el cual se mezclan imprimador y adhesivo hidrofóbico. Este sistema es el más utilizado rutinariamente en las clínicas

de Ortodoncia ya que posee las mismas propiedades mecánicas que el adhesivo de grabado total en tres pasos y a su vez, ahorra tiempo de sillón.

## 2. Adhesivos autograbantes.

La necesidad de reducir el número de pasos clínicos y así disminuir las probabilidades de error en la manipulación y en la aplicación de los adhesivos dentales, ha dado lugar al desarrollo de los sistemas adhesivos de autograbado. Eliminan la fase de lavado ya que realizan el grabado y la imprimación de forma simultánea mediante la incorporación de monómeros ácidos. Se basan en el uso de monómeros que incluyen grupos ácidos como ésteres de fosfato o ácidos carboxílicos, unidos a los componentes del imprimador (Cho y cols., 2004). La función de los monómeros ácidos consiste en ejercer la acción de grabado ácido y del imprimador, produciendo la desmineralización de los tejidos dentales a la vez que prepara los tejidos para la posterior infiltración de los monómeros de resina (Gordan y cols., 1998; Van Meerbeek y cols., 2002). La primera generación de sistemas autograbadores se utilizaba siguiendo dos pasos clínicos. El primero consistía en la aplicación de una sustancia acondicionadora sobre el tejido dental (ácido cítrico, maleico, nítrico) no lavable que después de actuar durante 30 segundos (puede variar dependiendo de las normas de cada fabricante) se inactivaba y el segundo paso clínico se aplicaba el adhesivo propiamente dicho (Gordan y cols., 1998). La segunda generación de adhesivos autograbadores son los denominados todo en uno, o *all in one*, el agente acondicionador, el imprimador y el adhesivo se encuentran mezclados química y físicamente en un solo bote. Desde el punto de vista clínico sólo existe un paso

que consiste en la aplicación directa de una o múltiples capas del autograbadador sobre el tejido dental a tratar (Perdigão y cols., 1996). Estos sistemas adhesivos también han sido clasificados de acuerdo con la agresividad de los monómeros ácidos que contienen, en “*moderados*” (con un pH de  $\pm 2$ ), en donde la profundidad de la desmineralización que provocan es menor a  $1 \mu\text{m}$  y; “*fuertes*” (con un pH menor o igual a 1), los cuales poseen una alta capacidad desmineralizadora de los tejidos, similar a la conseguida con el sistema de grabado ácido (Van Meerbeek y cols., 2003). Según Gordan y cols. (1998), los sistemas autograbadadores no solamente simplifican la técnica clínica, sino que también disminuyen la sensibilidad de la técnica en comparación con los sistemas convencionales. Otros autores (Inoue y cols., 2000; Van Meerbeek y cols., 2000) han observado en sus estudios que la fuerza de adhesión que se logra en el esmalte es suficiente, pero es inferior a la que se obtiene con los sistemas adhesivos convencionales (técnica de grabado total). Por otra parte, se sugiere que los últimos sistemas autograbadadores introducidos en el mercado obtienen fuerzas de adhesión superiores en comparación con sistemas anteriores (Perdigão y cols., 2000). En cuanto a la aplicación de estos sistemas adhesivos en el campo de la operatoria dental, Van Meerbeek y cols. (2003) en un estudio *in vitro* observaron que cuando la adhesión es sobre esmalte dental, los sistemas adhesivos de grabado previo con ácido fosfórico brindan mejores valores de fuerza adhesiva que los sistemas de autograbado, independientemente del número de pasos clínicos. Van Landuyt y cols. (2006) afirmaron que el grabado previo a la aplicación del adhesivo de autograbado incrementa significativamente la efectividad del adhesivo cuando se utiliza sobre el esmalte

dental. Es decir, ratifican la importancia del ácido acondicionador sobre el esmalte.

#### *1.4.3 Cementos de Resinas*

Según el Diccionario ilustrado de odontología (Jablonski y cols., 1995), un cemento de resina es un cemento dental compuesto de metacrilato o dimetacrilato de polimetilo, que se forma mezclando un monómero acrílico líquido con polímeros acrílicos y minerales de relleno. Básicamente, los cementos de resina son composites modificados, usados para adherir restauraciones indirectas de resina y cerámica (Stefan y cols., 2000) y aditamentos ortodónticos (Tavas y cols., 1979; Cueto y cols., 1990; Olsen y cols., 1997; Bishara y cols., 1998; Itoh y cols., 1999; Yamada y cols., 2002; Chitnis y cols., 2006).

La composición básica de la mayor parte de los cementos de resina compuesta, es similar a los materiales para restauración de resina compuesta. Los cementos de resina constan de una matriz con rellenos inorgánicos que se unen a ella por una cubierta con un agente acoplador organosilano (silano orgánico). Las matrices, por lo general, son monómeros de diacrilato diluidos en monómeros de baja viscosidad de dimetacrilato. Algunos de ellos, se incorporan a los mecanismos de un ion y se utilizan con los agentes de adhesión dentinaria en forma de sistema de organofosforados, HEMA y el 4 META (Phillips y cols., 1993). En muchos casos, la química general de los cementos de resina es similar a la de estos agentes adhesivos (Ray y cols., 1993).

La polimerización se lleva a cabo por un sistema convencional de inducción peróxido-amina o fotoactivación. Algunos productos utilizan ambos mecanismos y se conocen como materiales "de doble curado". Los rellenos que se utilizan en las resinas compuestas son sílice o partículas de vidrio, de 10 a 15 micras de diámetro, o sílice coloidal. Los niveles de relleno varían de 30 a más de 80 % del peso. Con niveles más altos de relleno, se obtienen propiedades mecánicas más altas, es decir, resistencia y rigidez, reducción de contracción de polimerización y un bajo coeficiente de expansión térmica. El grado de fotocurado de composites de resina influye en sus propiedades mecánicas, solubilidad, estabilidad dimensional, cambio de color y biocompatibilidad (Hinoura y cols., 1995; Ferracane y cols., 1997; Ceballos y cols., 2009).

Las principales ventajas de los cementos de resina son las altas prestaciones mecánicas, la baja solubilidad y una buena estética. Sus inconvenientes son el elevado grosor de capa, la poca o nula adhesión a la dentina, la contracción de polimerización y la falta de efecto anticariogénico (Van Zeghbroeck y cols., 1995).

Las dos funciones principales de un cemento de resina son:

- a) Retención: La retención de una restauración depende de su ajuste, de la geometría de la preparación y de la rugosidad de las superficies, así como también de factores tales como el grosor de capa y las propiedades de adhesión del cemento. Cuanto más delgada sea la capa de cemento, más depende la interfase diente/restauración de las propiedades físicas del diente y la restauración. El cemento ideal tiene unas propiedades fisicomecánicas similares a las de la estructura dentaria.



- b) Sellado marginal: Un cemento de resina debería cerrar el espacio entre la restauración y la superficie del diente y no debería permitir la filtración marginal bajo influencias térmicas y mecánicas. Un buen sellado marginal reduce la formación de placa, la enfermedad periodontal y las caries secundarias, lo que lleva a un éxito a largo plazo de la restauración. La adaptación marginal de una restauración depende de la calidad, viscosidad y tamaño del grano del cemento, del método de cementado y de diferentes aspectos del diseño de la preparación.

#### I.4.3.1 Procedimiento del cementado de aditamentos ortodónticos

La adhesión en Ortodoncia es el resultado de un conjunto de interacciones que contribuyen a unir dos superficies entre ellas, el esmalte por un lado y por otro la base del tubo (que se cementa en molares) o del *bracket* (que se coloca en incisivos, caninos o premolares) (Proffit y cols., 1986; Osorio y cols., 2003).

El modelo de adhesión micromecánica al esmalte, incluyendo los sistemas modernos de adhesión directa de *brackets* o tubos de Ortodoncia, se basa en los trabajos realizados por Buonocore en 1955 (Buonocore y cols., 1995). La adhesión directa es una técnica rutinaria desde los años ochenta, la cual ha revolucionado la práctica clínica de la Ortodoncia (Cueto y cols., 1990; Bishara y cols., 1998; Olsen y cols., 1997; Yamada y cols., 2002).

La aplicación previa de una resina que forma una interfase entre el tejido y el elemento a unir produce un aumento en las fuerzas de adhesión entre el esmalte y el tubo o *bracket*. Hoy en día, el cementado de éstos se realiza mediante tres pasos : 1) la utilización previa de un acondicionador ácido para el esmalte que tiene la finalidad de modificar química y morfológicamente la estructura de éste para permitir a los siguientes materiales adherirse mecánicamente a la citada superficie; 2) un sistema adhesivo que penetra y moja toda la zona descalcificada que se presenta morfológicamente en forma de microporos, para facilitar el contacto de la resina adhesiva con el esmalte desmineralizado. Tras el empleo de ambos, se aplica; 3) la resina que se disuelve con el adhesivo sirviendo de puente entre las dos superficies a adherir, el esmalte y el tubo. De este modo, el conjunto formado en el proceso de unión empleado tradicionalmente en Ortodoncia está constituido por cuatro componentes: 1) esmalte; 2) cemento de resina; 3) sistema adhesivo y; 4) *bracket* o tubo.

En función de dónde se produzca el fallo, va a variar la cantidad de adhesivo a eliminar, y por lo tanto, el tiempo invertido y el posible daño al esmalte, así como la filtración, que puede aumentar la probabilidad de que aparezca caries. La fuerza de adhesión mínima de los *brackets* para poder desarrollar un tratamiento ortodóntico clínico debe estar dentro del intervalo de 6-8 MPa (Reynolds y cols., 1976).

#### I.4.3.2 Nuevos materiales de cementado en Ortodoncia.

Entre los principales objetivos de la investigación en adhesión se encuentra el reducir el tiempo de los procedimientos adhesivos. Por ello, en un intento de ahorrar tiempo de sillón, se ha valorado la necesidad de algunos de los pasos comentados anteriormente y se han introducido productos alternativos para agilizar dichos procedimientos entre los que destacan los composites fluidos.

##### I.4.3.2.1 Composites fluidos

Se ha propuesto por numerosos autores (Uysal y cols., 2005; Tecco y cols., 2005; D'Attilio y cols., 2005; Ryou y cols., 2008; Vicente y cols., 2009) (Tabla 1) el empleo de composites fluidos como agentes cementantes en sustitución a los tradicionales cementos de resina. Los composites fluidos son resinas compuestas de baja viscosidad lo que las hace más fluidas que la resina compuesta convencional. En ellas está disminuido el porcentaje de relleno inorgánico y se han eliminado de su composición algunas sustancias cuyo principal objetivo es mejorar las características de manipulación. La cantidad de relleno que poseen oscila entre el 51 y el 65% en peso y del 36% al 50% en volumen (Ferracane y cols., 2001).

Entre sus ventajas destacan: 1) la alta humectabilidad con la superficie dental, lo que se traduce en el aseguramiento de penetración en todas las irregularidades de la misma; 2) puede formar espesores de capa mínimos que mejora o elimina el atrapamiento o inclusiones de aire (Olmez y cols., 2004); 3) poseen alta flexibilidad o bajo módulo elástico (3,6 - 7,6 GPa) (Labella y cols., 1999) por lo que tiene menos posibilidad de desalajo en áreas de concentración de estrés y; 4) son radioopacos.

En los estudios realizados en los últimos años (Tabla 1), se evidencia cómo son muchos los composites fluidos que ofrecen similares valores de resistencia a la fuerza de cizalla y fallos de adhesión muy parecidos a los de un cemento de resina tradicional, mostrando valores de adhesión aceptables para un tratamiento ortodóncico al no utilizar adhesivo a la hora de cementar los tubos reduciendo así el tiempo de trabajo. Se defiende también la disminución de residuo que dejan en el esmalte en comparación a un cemento de resina convencional.

Autor y año	Título	Material y Método	Conclusiones
<b>Vicente y cols., 2009</b>	Evaluation of different flowable materials for bonding brackets.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Muestra de 105 premolares humanos.</li> <li>- 4 grupos (Transbond XT, X-Flow, Dyract Flow, Beautifil Flow).</li> <li>- Test SBS.</li> <li>- El adhesivo remanente sobre el diente se cuantificó mediante análisis de imágenes.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No hay diferencias significativas en cuanto a SBS en los grupos evaluados.</li> <li>- Transbond XT deja mucho más residuo en el esmalte que cualquiera de los composites fluidos con los que se compara.</li> <li>- X-Flow deja menos residuos que Beautifil Flow.</li> </ul>
<b>Ryou y cols., 2008</b>	Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 4 composites fluidos (Grandio Flow, UniFil Flow, UniFil LoFlo Plus, DenFil Flow).</li> <li>- 1 composite ortodóncico convencional (Transbond XT)</li> <li>- 1 composite restaurador (Filtek Z250).</li> <li>- 24 horas de almacenamiento en agua a 37° C.</li> <li>- Test SBS + ARI.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Los resultados SBS y ARI de este estudio muestran valores de adhesión aceptables para un tratamiento ortodóncico al no utilizar adhesivo a la hora de cementar los <i>brackets</i>.</li> </ul>
<b>D'Attilio y cols.,</b>	Shear bond strength, bond failure, and scanning electron	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Muestra de 80 premolares divididos en 2 grupos iguales.</li> <li>- Composite control (Transbond XT) y Denfil Flow.</li> <li>- 72 horas de almacenamiento en agua a 37° C.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Denfil Flow ofrece similares valores SBS y fallos de adhesión muy parecidos a los de un composite de resina tradicional.</li> </ul>

## Relación Enfermería-Odontoestomatología en un estudio de adhesión en Ortodoncia

<p><b>Tecco y cols., 2005</b></p>	<p>A new one-step dental flowable composite for orthodontic use: an in vitro bond strength study.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Muestra de 80 premolares humanos divididos en 4 grupos.</li> <li>- Grupos: (1) Denfil Flow, (2) Composite fluido tradicional (Dyract Flow), (3) Denfil Flow con una resina líquida intermedia, y Transbond XT.</li> <li>- Test SBS + ARI.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Denfil Flow puede usarse sin aplicar anteriormente resina adhesiva a la superficie del esmalte manteniendo una adhesión aceptable en dicho procedimiento y reduciendo así el tiempo de trabajo.</li> </ul>
<p><b>Uysal y cols., 2005</b></p>	<p>Are the flowable composites suitable for orthodontic bracket bonding?</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Muestra de 80 premolares humanos divididos en 4 grupos.</li> <li>- Composites: (Transbond XT, Flows-Rite, Flow, Flow Line).</li> <li>- Test SBS + ARI.</li> <li>- El análisis estadístico utilizando un análisis de varianza (ANOVA) de dos vías y un test de comparaciones múltiples de Student-Newman Keuls.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No se recomienda el uso de composites fluidos para el cementado de <i>brackets</i> en Ortodoncia debido a la significancia de los bajos valores SBS obtenidos.</li> </ul>
<p><b>2005</b></p>	<p>microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Test SBS + ARI.</li> <li>- Microscopía electrónica de barrido.</li> </ul>	

Tabla 1: Tabla resumen de artículos relevantes de adhesión en Ortodoncia mediante composites fluidos.

## **I.5 Adhesión en Ortodoncia**

El conjunto formado en el proceso de unión en Ortodoncia está constituido por tres componentes: El sustrato (que puede ser el esmalte, metal, cerámica o composite), adhesivo-cemento y el tubo/*bracket* (Toledano y cols., 2003\_2; Albaladejo y cols., 2006). La aplicación previa de una resina que forma una interfase entre el sustrato y el elemento a unir produce un aumento en las fuerzas de adhesión entre el tubo/*bracket* y el esmalte. Actualmente, la adhesión de aditamentos ortodónticos con previa utilización de un acondicionador para el esmalte y un imprimador, es la práctica actual en nuestra clínica.

### *I.5.1 Evolución histórica*

La aparatología fija tienen su origen en la figura de Edward H. Angle, quien diseñó el arco de canto con la finalidad de poder mover los dientes con un control tridimensional hasta lo que él denominó la línea de la oclusión. Su filosofía se basaba en que los maxilares no se desarrollaban lo suficiente por falta de estímulos funcionales y, por tanto, siempre era necesario hacer expansión; por ello, todos sus aparatos partían de un arco vestibular grueso, de forma ideal, hacia el cual los dientes se movían por distintos métodos (Bravo y cols., 2003).

El primer elemento que se desarrolló fue el arco E (1887), el cual se ajustaba por medio de un tornillo al diente sin utilizar ningún tipo de cemento. Posteriormente, en 1912, Angle presentó un aditamento de pin y tubo que consistía en la colocación de

bandas cementadas en los dientes controlando de forma individual cada uno de ellos. En 1916 el arco de cinta y por primera vez el *bracket* tenía una ranura donde se insertaba el arco. Por último, en 1925, Angle desarrolló el arco de canto, donde el *bracket* presentaba una apertura frontal en la ranura y se utilizaban arcos rectangulares que se apoyaban en el diente por su lado más estrecho, es decir, de canto. De esta forma era posible por primera vez controlar los movimientos dentales en las tres dimensiones con el mismo arco (Bravo y cols., 2003).

A finales de los años sesenta se investigó la posibilidad de usar cementos de resina para la fijación directa de los *brackets* (sin bandas). Newman y cols. (1968) desarrollaron un método similar al propuesto por Cueto y Buonocuore para el cementado directo de *brackets* a la superficie del esmalte dental sin necesidad de bandas ortodónticas (Bowen y cols., 1992). El adhesivo consistía en un monómero líquido, metil-2-cianoacrilato y un relleno de silicato. Sólo los cuatro incisivos superiores y, en ocasiones, los caninos superiores se cementaban de esta manera, el resto de piezas seguían siendo embandadas (Cueto y cols., 1990).

#### I.5.1.1 Cementado de aditamentos ortodónticos.

Los sistemas de adhesión de *brackets* y tubos han progresado significativamente hasta nuestros días. Según Canut y cols. (2000), entre las ventajas de la adhesión directa e indirecta de *brackets* y tubos destacan:

- Estética, rapidez, sencillez y simplicidad.
- Permite un ajuste más preciso, incluso en dientes incluidos.



- Ocasiona menos molestias al paciente que el cementado de bandas, que requieren separaciones interdetales previas y considerable presión durante su ajuste.
- Facilita la higiene dental y gingival del paciente, provocando menos problemas periodontales que las bandas.
- Disminuye el riesgo de caries en relación a las bandas, y mejora la detección de éstas y su tratamiento precoz.
- Permite tratamientos complementarios, como el contorneado coronal, el desgaste interdental o la operatoria dental con resinas estéticas al quedar libres las superficies linguales e interproximales de los dientes.
- No requieren separación interdental previa y, por tanto, no alargan la longitud del arco como ocurre con las bandas, las cuales crean espacios que es necesario cerrar al final del tratamiento.

A pesar de que los materiales de adhesión han evolucionado favorablemente en los últimos años, aún existen algunas limitaciones y desventajas en el cementado de tubos:

- Despegado frecuente de los tubos, sobre todo los de tipo estético, en la interfase esmalte-resina o resina- tubos, por no existir suficiente fuerza adhesiva ante determinadas fuerzas de torsión, cizalla y tracción.
- Necesidad de descalcificación superficial previa del esmalte.
- Dificultad de mantener una buena higiene gingival y un preciso control de la caries en las zonas interproximales.
- Dificultad de eliminar todo el adhesivo remanente y devolver la integridad estructural al esmalte una vez finalizado el tratamiento.

### *1.5.2 Adhesión al metal*

Los tubos utilizados tradicionalmente en Ortodoncia son de metal. La adhesión a metales puede tener lugar mediante un mecanismo micromecánico o químico. Desde el punto de vista micromecánico tenemos el problema de que los ácidos no son capaces de producir microrretenciones efectivas en el metal. Por lo tanto, el acondicionamiento de este sustrato se realiza de manera totalmente distinta. Son necesarias técnicas mecánicas (chorreado) o eléctricas (grabado electrolítico y galvanizado) para crear una superficie irregular en el metal que sirva de microrretención (Vega del Barrio y cols., 1996).

El chorreado del metal consiste en lanzar a presión un chorro de polvo de óxido de aluminio o de sílice contra la superficie de manera que estas partículas impacten el metal y dejen una muesca que sirve de microrretención.

Existen tres procesos para aplicar sílice sobre aleaciones de metales nobles o vulgares. El más utilizado consiste en aplicar sílice pirógena con una llama de propano. También se puede calentar en un horno o proyectar con un chorro de cerámica. La fuerza de adhesión de los composites a las aleaciones de Au-Pd o Ni-Cr-Be recubiertas de sílice oscila entre 16 y 22 MPa (Craig y cols., 1998).

En cuanto a las técnicas electrolíticas, el grabado electrolítico consiste en

introducir el metal en una cuba electrolítica y someterlo a una corriente eléctrica, lo que producirá en la superficie del metal fenómenos de corrosión. El galvanizado, generalmente con estaño, consiste en producir mediante electrolisis un depósito irregular de estaño en la superficie del metal.

De estas tres técnicas, únicamente el chorreado se suele realizar en clínica. Tanto el grabado electrolítico como el galvanizado se realizan siempre en laboratorio con técnicas indirectas (Vega del Barrio y cols., 1996).

### *1.5.3 La base del tubo metálico.*

La base del tubo metálico presenta una retención mecánica constituida por una micromalla soldada a dicha base, o bien, está provista de surcos y cavidades troqueladas o fotograbadas. La mayoría de los autores coinciden al afirmar que el área de la base de los tubos actuales es suficiente para la adhesión, y su extensión lateral se debe más a consideraciones de higiene, a fin de que no quede esmalte desprotegido bajo las aletas, que a necesidades de retención (Canut y cols., 2000). La fuerza de adhesión mínima para los *brackets* es de 6 a 8 MPa (Carstensen y cols., 1993), sin embargo para tubos no existe ningún estudio al respecto aunque se puede tener éste como referencia.

### 1.5.3.1 *Bracket vs. Tubo*

El tratamiento de Ortodoncia implica el uso de aparatología fija o removible para corregir la posición dental. El éxito de un tratamiento ortodóncico dependerá en parte de los aditamentos unidos a los dientes (*brackets*) o a molares (tubos) de manera que no se desprendan durante el transcurso del mismo (Millet y cols., 2011). Con este fin, ambos aditamentos muestran diferencias en el diseño, especialmente en el volumen ocupado por la superficie cementada sobre el esmalte (Millet y cols., 2011).

Por otro lado, los tubos unidos a molares soportan mayores fuerzas oclusales que los *brackets* que se unen a dientes situados más anteriormente en la boca (Millet y cols., 1999). Debido a esto, es necesario saber si la diferencia en el diseño de tubo ortodóncico, acompañada por los mismos agentes cementantes que se utilizan para cementar *brackets*, está ofreciendo una mayor fuerza de adhesión para resistir el aumento de las fuerzas en el tratamiento ortodóncico. Actualmente, aunque hay muchos estudios centrados en la eficacia adhesiva bracket-esmalte, existen muy pocos en el tubo-esmalte, por lo que se hace necesario centrarse en la adhesión de este aditamento.

### 1.5.4 *El fallo adhesivo*

En la utilización de adhesivos se requieren una serie de pasos e intervienen distintos elementos. Cuando analizamos la resistencia de un sistema que involucra varios elementos, es necesario hacer un análisis del fallo para no llegar a conclusiones

erróneas. Ante un fallo adhesivo podemos encontrarnos varias posibilidades:

- Fallo adhesivo diente-resina.
- Fallo adhesivo resina-resina compuesta.
- Fallo cohesivo en diente.
- Fallo cohesivo en resina.
- Fallo cohesivo en resina compuesta.

La localización de este fallo es importante a nivel de investigación, ya que de esta manera sabremos si lo que hay que mejorar es la resistencia adhesiva a uno u otro nivel, o la resistencia cohesiva de la resina o de la resina compuesta.

Es también importante desde un punto de vista biológico ya que un factor fundamental en el fallo adhesivo es la microfiltración. Un fallo cohesivo en la resina o resina compuesta o adhesivo resina-resina compuesta, producirá una grieta en una zona que no tiene contacto con el tejido dentario. Sin embargo, un fallo adhesivo diente-resina desencadenará una filtración marginal. El fallo cohesivo en el diente generalmente es debido a un exceso de desmineralización en profundidad, hecho este frecuente cuando se utilizan ácidos fuertes del tipo del ácido fosfórico al 37% o cuando se prolonga el tiempo de exposición del ácido (Vega del Barrio y cols., 1996).

#### *1.5.5 El fallo en la adhesión del tubo.*

Uno de los problemas que con más frecuencia debe abordar un clínico en Ortodoncia es el fallo en la adhesión de un tubo. Este fallo en la adhesión se puede deber a la aplicación de fuerzas indeseables (cizalla, torsión, etc.) por parte del paciente,

o a una técnica de adhesión inapropiada, bien sea por no utilizar el adhesivo adecuado, no seguir las instrucciones dadas por el fabricante, o bien porque se produzca una contaminación del campo operatorio durante el procedimiento adhesivo (Hormati y cols., 1980; Silverstone y cols., 1985).

Una de las causas más frecuentes del fallo adhesivo temprano es la contaminación del campo operatorio por saliva, sangre o restos de ácido fosfórico o cualquier otro agente grabador. De todos ellos, el que más perjudica al procedimiento adhesivo es la contaminación por sangre (Faltermeier y cols., 2007; Reddy y cols., 2003). En condiciones de humedad, siempre que no se pueda asegurar al cien por cien un buen aislamiento del campo operatorio se debe utilizar un imprimador hidrofílico. Aún así, hay estudios que aseguran que en condiciones de extrema humedad, este tipo de adhesivos hidrofílicos siguen teniendo una alta tasa de fracaso adhesivo en la interfase adhesivo/esmalte (Endo y cols., 2008).

Generalmente, las causas tardías de la pérdida de *brackets* suelen ser traumatismos o la aplicación de fuerzas demasiado altas. Según un estudio realizado por Elekdag-Turk y cols. (2008), los aditamentos que más frecuentemente se suelen despegar son los situados en los premolares. No parece haber diferencias entre ambas arcadas ni entre el sexo o edad del portador del aparato Gardner y Hobson (2001). Sí que establecen diferencias en cuanto a arcadas y encuentran un mayor porcentaje de tubos despegados en los premolares mandibulares.

Tampoco hay evidencias de que exista una mayor o menor tasa de descementado según se utilice el método directo o indirecto a la hora del cementado del tubo. Ambos

parecen tener una tasa similar de fracaso en la adhesión (Thiyagarajah y cols., 2006).

El fallo en la adhesión de un *tubo* a lo largo del tratamiento ortodóntico supone un cierto retraso en la evolución del mismo, ya que implica una nueva recolocación del *tubo* y suele interferir en la secuencia y en la evolución del tratamiento prevista (Skidmore y cols., 2006; Robb y cols., 1998; O'Brien y cols., 1995). Por otro lado, también conlleva una importante pérdida de tiempo en el sillón que nos puede suponer un retraso en la consulta al tener que dedicarle más tiempo a ese paciente para volver a colocar el aditamento despegado.

El hecho de tener que repetir un cementado de un *tubo/bracket* en el mismo diente implica la eliminación del adhesivo remanente que queda sobre la superficie del esmalte tras el descementado, así como la necesidad de realizar una nueva aplicación de grabado ácido si estamos utilizando la técnica de grabado convencional. Ambos procedimientos llevan consigo la pérdida de esmalte superficial rico en flúor (Kim y cols., 2007; Tüfekçi y cols., 2004; Campbell y cols., 1995).

Hay varios métodos para la remoción del adhesivo residual que queda en la superficie del esmalte tras el descementado de un tubo. Las fresas de carburo de tungsteno a alta o a baja velocidad dan una suavidad en la textura superficial muy buena, pero dejan restos de adhesivo en la superficie del diente. Por otra parte, las fresas ultrafinas de diamante son más eficientes en la eliminación de los restos de adhesivo, pero dejan la superficie del esmalte más rugosa. En cualquier caso, ningún método se considera ideal, ya que ambos pueden dejar restos de adhesivo o producir algún daño en

el esmalte durante el fresado (Hong y cols., 1995).

Independientemente del protocolo que se utilice para la remoción de la resina, tanto si se utilizan fresas de tungsteno de mil hojas, fresas de diamante ultrafinas, discos de pulido tipo Softflex® (Unitek Corp., Monrovia, California) o cualquier otro medio de pulido, se produce un efecto irreversible en la textura (rugosidad) del esmalte (Eliades y cols., 2004).

Uno de los protocolos más aceptados para la remoción del adhesivo residual es el pulido con una fresa de carburo de tungsteno de mil hojas (nº30), seguido con el pulido con copas y puntas de goma con piedra pómez y por último, copas de pulido marrones y verdes. Este procedimiento es rápido y eficiente respecto a las condiciones en las que queda el esmalte (Campbell y cols., 1995). Hay autores que han sugerido otras alternativas al fresado con instrumentos rotatorios para la eliminación del adhesivo remanente tras el descementado de los *tubos*, como puede ser el microarenado intraoral, obteniendo resultados similares al uso de fresas de carburo de tungsteno a baja velocidad (Kim y cols., 2007).

Tras el uso de estos sistemas de remoción de adhesivo residual, a pesar de que aparentemente la superficie del esmalte parece libre de restos de adhesivo al observar ocularmente, en estudios al microscopio electrónico aparecen restos de resina sobre el diente (Tüfekçi y cols., 2004).



### I.5.6 Medida del tipo de fallo en investigación

Para llevar a cabo una medida exacta del tipo de fallo producido en la adhesión de los aditamentos ortodónticos se examinarán las superficies de esmalte resultantes tras la remoción de los tubos con un estereomicroscopio y a un aumento estandarizado de 10x (Bishara y cols., 1998; Cal-Neto y cols., 2006; Viwattanatipa y cols., 2008).

El adhesivo residual sobre los dientes se clasificará utilizando el índice de restos de adhesivo (ARI) (Artun y cols., 1984). El adhesivo remanente se marcará con respecto a la cantidad del material de resina que quede aparentemente en el diente con el siguiente criterio: 0 , no queda ningún resto de resina en el diente; 1 , queda menos del 50 %; 2, más del 50 %; y 3, queda todo el adhesivo.

### **I.6 Método de medida de la eficacia adhesiva en Ortodoncia (Test de resistencia al cizallamiento).**

Las pruebas de fuerzas de adhesión son las más utilizadas para cuantificar la eficacia adhesiva de diferentes sistemas tanto en Ortodoncia como en la amplia mayoría de las disciplinas Odontológicas. La base de este método es que la adhesión más fuerte entre el diente y el material, resistirá mejor el estrés impuesto por el sistema y la función oral (Pashley y cols., 1995).

A lo largo del tiempo, se han desarrollado diversos tests de fuerzas de adhesión (Pashley y cols., 1995). Las fuerzas producidas en el cementado de tubo en Ortodoncia se han evaluado tradicionalmente usando el test de resistencia al cizallamiento o *shear bond strength* (SBS), el cual, resulta útil para probar materiales que fallan ante valores comprendidos entre 18-20 MPa o menos (Chappell y cols., 1997), intervalo donde se encuentran la mayoría de las fuerzas de adhesión ofrecidas por los biomateriales de los que actualmente se dispone en el campo de la Ortodoncia (Chappell y cols., 1997).

Con el procedimiento de resistencia al cizallamiento el tubo/*bracket* cementado sobre la superficie del molar es sometido a una fuerza de presión ejercida por un punzón (figura 8.1 y 8.2) unido a una máquina de ensayo Universal (figura 9) que describe un movimiento en sentido inciso-gingival (de arriba hacia abajo) y que va desplazándose a una aceleración constante (0.5 mm/min) al mismo tiempo que va incrementando progresivamente la fuerza hasta que provoca el fallo del material llevando consigo el desprendimiento del tubo. La fuerza realizada para provocar la comentada fractura es recogida por un sistema de datos, siendo el biomaterial adhesivo más resistente aquel que más haya tenido que emplear.



## Capítulo II

# OBJETIVOS Y JUSTIFICACIÓN

La investigación de la adhesión en Ortodoncia es un aspecto fundamental para el tratamiento clínico con aparatología fija, debido a que sobre ésta se cimentarán todos los tratamientos de las maloclusiones que se van a realizar. Si se produce el descementado de los aditamentos ortodónticos será imposible, por muchos conocimientos Ortodónticos que se tengan, alcanzar con éxito el objetivo de nuestro tratamiento. Actualmente la colocación de tubos sobre molares en los tratamientos con aparatología multibrackets, están sustituyendo a las tradicionales bandas debido al número de ventajas que los tubos ofrecen sobre éstas.

La aparición de nuevos sistemas adhesivos y cementos en el mercado hace necesaria la realización de pesquisas que aseguren una eficacia adhesiva correcta para que los tubos soporten las fuerzas a las que son sometidas durante el tratamiento activo, al mismo tiempo, deben ser capaces de disminuir los tiempos de sillón empleados para su cementado así como abaratar los costes, para lo que la simplificación de pasos que empleen se hace necesaria. Por último, se busca que sean lo más conservadores posible con el esmalte, ya que el cementado de tubos es un tratamiento reversible pues una vez terminado estos aditamentos se deben descementar para exponer nuevamente el esmalte.

Entre las diferentes opciones que tenemos para mejorar el protocolo de cementado actual de tubos de Ortodoncia sobre esmalte, podría ser una alternativa óptima la omisión de un sistema adhesivo previo al cementado para disminuir tiempo y costes, ya que se ahorraría un paso, pero para ello, se debe utilizar un cemento que sea capaz de mostrar los mismos valores de adhesión que ofrezca la utilización de dicho adhesivo. Los composites fluidos, debido a sus características, podrían ser una buena opción que debe ser estudiada y comparada con los cementos de uso ortodóntico los cuales marcan actualmente el *gold*

*standard* de la adhesión tubo-esmalte.

Los objetivos principales de este trabajo de investigación *in vitro* fueron:

1. Determinar la relación entre Enfermería y Odontoestomatología en la realización de un trabajo de adhesión en Ortodoncia
2. Determinar la influencia de diferentes agentes cementantes (cinco composites fluidos - Tetric Flow, Transbond Supreme LV, Filtek Supreme XT, Wave MV Flow y Admira Flow- y un composite de cementado de aditamentos ortodónticos -Transbond XT) en los valores de resistencia al cizallamiento en el cementado de tubos sobre esmalte humano.
3. Estudiar la influencia del empleo de un sistema adhesivo en la eficacia adhesiva del cementado de tubos sobre esmalte acondicionado previamente con ácido ortofosfórico usando diferentes agentes cementantes.
4. Evaluar el índice de adhesivo residual y fracturas producidas en la superficie del esmalte tras la remoción de los tubos.



## Capítulo IV

# MATERIAL Y MÉTODO

Para la realización de la investigación se emplearon 180 terceros molares que se almacenaron en una solución de Cloramina T al 0.5% en una a 48° durante un máximo de tiempo de seis meses después de la extracción.

Los criterios de exclusión fueron: 1) molares previamente restaurados en la cara vestibular o caries y; 2) molares con defecto de esmalte en la cara vestibular.

Se realizaron unos cilindros de plástico de 20 mm de diámetro para elaborar unos cilindros de resina autopolimerizable. Sobre éstos se introdujeron los molares lo más perpendicular posible a la superficie de la base del cilindro dejando fuera 1/3 de la raíz de tal forma que los tubos cementados no interfiriesen con la resina acrílica.

Una vez montados los molares, se inicia el proceso sobre la superficie intacta de esmalte que es pulida con una solución acuosa de piedra pómez para eliminar la capa superficial del mismo.

Se grabó la superficie vestibular con gel de ácido ortofosfórico al 37% (Etch-37, Bisco, Schaumburg, Ill) durante 30 segundos, se lavó 15 segundos y se secó con la jeringa de aire libre de aceite y agua durante 20 segundos hasta observar una superficie blanco tiza.

Todos los especímenes se dividieron en dos grupos (n=90), y se le aplicó el adhesivo Transbond XT primer (3M) siguiendo las normas del fabricantes (tabla 2). El sistema adhesive se polimerizó con una lámpara de fotopolimerización (XL300; 3M/Unitek Dental Products, Monrovia, Calif), con una intensidad de luz de 1000 mW/cm<sup>2</sup> medido con un radiómetro que fue calibrado cada 10 minutos para asegurar la

intensidad de la luz.

Cada uno de los dos grupos creados se dividieron en seis subgrupos (n=15) dependiendo del cemento empleado (tabla 1), que fueron un cemento de uso ortodóntico (Transbond XT, 3M); y cinco composites fluidos (Tetric Flow, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein; Transbond Supreme LV, 3M; Admira Flow, Voco, Cuxhaven, Germany; Filtek Supreme XT, 3M; and Wave MV Flow Southern Dental Industries (SDI), Colonia, Alemania).



Tabla 1. Composición de los cementos empleados.

MATERIAL	CASA COMERCIAL	COMPOSICIÓN
<b>Transbond XT</b>	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	<p>Primer: Bis-GMA, TEGDMA.</p> <p>Adhesivo: cuarzo tratado con silano, Bis-GMA, dichlorodimethylsilane reaccionado con producto de sílice. 77% cuarzo (sílice) relleno.</p>
<b>Transbond Supreme LV</b>	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	<p>Combinación de sílice y zirconia.</p> <p>Nanorelleno, relleno de vidrio (65% wt), Bis-GMA, UDMA, TEGDMA.</p>
<b>Tetric Flow</b>	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein	<p>Dimethacrylato, y triethylene glycol dimethacrylate (Cavifil: 31.5% wt; syringe: 35% wt). Relleno inorgánico,</p> <p>Partículas: barium glass, ytterbium trifluoride, Ba-Alfluorosilicate glass, highlydispersed silicon dioxide, y spheroid mezclado con óxido (64.6% wt).</p> <p>Catalizador y estabilizador.</p>

Relación Enfermería-Odontoestomatología en un estudio de adhesión en Ortodoncia

<p><b>Admira Flow</b></p>	<p>Voco, Cuxhaven, Alemania</p>	<p>Bis-GMA, di-UDMA, TEGDMA, Filler type: Ba-Al-silicate glass, Si O<sub>2</sub>. Contenido de relleno (vol%/peso%)50.5/64.</p>
<p><b>Filtek Supreme XT</b></p>	<p>3M ESPE, St. Paul, MN, USA</p>	<p>Nano-relleno, tamaño de la partícula 20-75 nm, silaned 65-75 wt.%, Bis-EMA, Bisphenol A polyethylene glycol diether dimethacrylate 5-15%, Diurethane dimethacrylate 5-15%, Pyrogenic SiO<sub>2</sub>, silano 5-15%, Bis-GMA 1-10%, Triethyleneglycol dimethacrylato &lt;5%, agua &lt; 2% y Camforoquinona.</p>
<p><b>Wave mv</b></p>	<p>Southern Dental Industries (SDI), Colonia, Alemania</p>	<p>Resina de dimetacrilato, camforoquinona, tetramethyl aniline, BHT, relleno inorgánico (sílice/glass powder)</p>

PENTA= penta-acrylate ester; TEGDMA= triethylene glycol-dimethacrylate; Bis-GMA= bisphenyl glycidyl methacrylate; Bis-EMA= bisphenol A ethoxylated dimethacrylate ;UDMA= urethane dimethacrylate; BHT= butylated hydroxyl toluene; TCB resin = carboxylic acid modified dimethacrylate.

El cemento se colocó sobre la base del tubo y a continuación éste se posicionó sobre la superficie del diente presionando firmemente con un instrument Hollenback para que rebosase el exceso de cemento. A continuación se aplicó una fuerza de compression de de 300g utilizando una espátula (Correx Co, Berne, Switzerland) durante 10 segundos pasado este tiempo se removió el exceso de composite.

El tubo con el cemento colocado se fotopolimerizó durante 20 segundos con una lámpara LED (XL300; 3M/Unitek Dental Products; Monrovia, CA, US) desde el eje oclusal y y 20 segundos desde el eje gingival.

Los especímenes formados por los molares con los tubos cementados se posicionaron en unos contenedores pequeños que contenían agua destilada y fueron almacenados durante 24 horas dentro de una estufa que mantenía la temperatura constante de 37°C.

Pasado un día, los especímenes se sacaron de la estufa y de los contenedores, se lavaron se secaron y se llevaron a una máquina de testado Universal (Instron Corp, Canton, MA) para realizar un test de resistencia a la fuerza de cizalla.

Los especímenes se fijaron en el dispositivo redondo de un diámetro similar al cubo donde se colocaron los molares, de manera que quedaban estables. Se colocó un bisel específico para realizar el test resistencia a la cizalla que se posicionó entre las aletas del tubo y la base del mismo. A su vez, se colocó lo más perpendicularmente posible a la base del aditamento y consecuentemente a la superficie oclusal de la muestra.

El bisel aplicó una fuerza en sentido inciso-gingival de forma continua hasta el descementado del aditamento. Se desplazó con una aceleración de  $0.5 \text{ mm/min}^2$ . Al descementarse el tubo se detuvo el bisel y los valores de esta ruptura quedaron reflejados en un registro informático que nos proporcionó los datos de resistencia al cizallamiento. La fuerza requerida para descementar el tubo fue medida en kilonewton y el valor de resistencia a la fuerza de cizalla se midió en Mpa ( $1\text{Mpa}=1\text{N/mm}^2$ ) que fue calculada dividiendo los valores de la fuerza y el área del tubo.

Para valorar el fracaso en la adhesión se examinaron las superficies de esmalte resultantes tras la remoción de aditamentos utilizando un estereomicroscopio (SMZ800, Nikon Corporation, Tokyo, Japan). El adhesivo residual sobre los dientes se clasificó usando el índice de restos de adhesivo (ARI). El adhesivo remanente se marcó con respecto a la cantidad del material de resina que quede aparentemente en el diente con el siguiente criterio: Un ARI igual a 0, significará que no queda ningún resto de resina en el diente; ARI igual a 1, queda menos del 50 %; Si es 2, más del 50 %; y 3, queda todo el adhesivo residual se situará en la superficie del diente.

Se realizó una estadística descriptiva incluyendo valores (MPa) y desviación estándar para realizar un análisis del test de resistencia a la cizalla realizada. Se usaron un análisis de varianza two-way (ANOVA) y un test de múltiples comparaciones Student-Newman-Keuls multiple para determinar las diferencias estadísticamente significativas encontradas entre los doce subgrupos.

El índice ARI se analizó por porcentaje y frecuencia del tipo de fractura, y se llevó a cabo un test Chi-cuadrado como test estadístico. Se estableció la significancia para todos los test estadística predeterminada en  $P < .05$ . Todo el análisis estadístico se realizó usando SPSS 12.0 para Windows (SPSS, Chicago, III).



## Capítulo V

# RESULTADOS

La estadística descriptiva incluyendo los valores y desviación estándar de cada uno de los doce grupos están reflejadas en la tabla 2.

Los datos se analizaron estableciendo una  $P < 0.05$  empleando los test Two-way ANOVA y el test de múltiples comparaciones Student-Newman-Keuls. La aplicación de adhesivo ( $F=24.74$ ;  $P < 0.001$ ) tuvo un efecto significativo sobre los valores de resistencia a la cizalla. La fuerza del análisis con ANOVA fue de 0.84.

Cuando se usó el sistema adhesivo sobre la superficie de esmalte de los molares, los seis cementos testados actuaron de una manera similar. Sin embargo, cuando se prescindió del uso de éste, disminuyeron los valores de resistencia a la cizalla en todos los composites excepto en los composites fluidos Wave MV Flow y Transbond Supreme LV. Los otros tres composites Transbond XT, Tetric Flow, Filtek Supreme XT y Admira Flow obtuvieron unos valores similares.

**Tabla 2.** Valores (desviación estándar) de los valores de las fuerzas de resistencia al cizallamiento medidas en Mpa obtenidas para cada subgrupo.

	Sin Adhesivo	Con adhesivo
Transbond XT	9.4 (3.4) 3 b	17.9 (2.2) 1 a
Tetric Flow	15.6 (2.6) 2 b	18.8 (3.5) 1 a
Transbond Supreme LV	18.2 (1.9) 1 a	17.6 (2.2) 1 a
Filtek Supreme XT	9.7 (2.7) 3 b	16.9 (2.3) 1 a
Wave MV Flow	18.7 (2.3) 1a	19.2 (2.2) 1a
Admira Flow	11.1 (2.2) 3 b	16.4 (1.9) 1 a

En la misma columna, grupos con el mismo número no son estadísticamente significativos ( $P > 0.05$ ). Las letras indican diferencias entre subgrupos sin y con adhesivo.



La tabla 3 muestra los tipos de fallo ARI de la resina sobre el esmalte de cada uno de los subgrupos testados. De acuerdo al análisis estadístico (Chi-cuadrado) para el tipo de ARI, todos los grupos mostraron un modo similar de fallo al descementarse el tubo ( $P>0.05$ ). Independientemente del tipo de cemento y la aplicación o no de un sistema adhesivo previo, lo que más predomina en cada subgrupo es una fractura adhesiva combinada con una cohesiva fundamentalmente en el esmalte y cemento, al mostrar todos los grupos un ARI predominante 2 y 3.

**Tabla 3. Porcentaje de la frecuencia de índice remanente de adhesivo (ARI) para los doce subgrupos experimentales.**

	Sin Adhesivo				Con adhesivo			
	0	1	2	3	0	1	2	3
<b>Transbond XT</b>	30	30	30	10	10	40	30	20
<b>Tetric Flow</b>	20	40	30	10	10	20	50	20
<b>Transbond Supreme LV</b>	10	40	40	10	0	50	30	20
<b>Filtek Supreme XT</b>	20	40	30	10	10	40	40	10
<b>Wave MV Flow</b>	20	35	40	5	15	35	35	15
<b>Admira Flow</b>	20	20	40	20	20	30	40	10

No hay diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes subgrupos.



## Capítulo VI

# DISCUSIÓN

Hoy en día, uno de los principales objetivos de la investigación sobre los procedimientos de adhesión en Ortodoncia consiste en buscar formas de reducir el tiempo de sillón mediante la simplificación o unión de los pasos de un cementado tradicional de los aditamentos al mismo tiempo que se consigue mantener una correcta eficacia adhesiva y un descementado de los mismos lo más conservador posible. Con el fin de lograrlo, se han evaluado en esta tesis un protocolo de investigación que valora la necesidad del uso de un sistema adhesivo en el proceso de cementado de tubos, el cual es un paso añadido que si se pudiese prescindir de él manteniendo la misma eficacia adhesiva, ahorraría tiempo y costes en el tratamiento de la aparatología fija.

Para la realización de esta pesquisa para estudiar la eficacia adhesiva esmalte-tubo se utilizó el análisis de resistencia a la fuerza de la cizalla debido a que la medición *in vitro* con este sistema ha sido establecida como un método aceptable para poder extrapolar los resultados a lo que ocurre *in vivo* bajo condiciones comparables (Gokcelik y cols., 2007; Başaran y cols., 2011; Goracci y cols., 2013). Para realizar estudios de adhesión a esmalte están aceptadas tanto el método de resistencia al cizallamiento como el de microtensión (Rasmussen, 1996). El primero fue desarrollado por Shimada y su equipo como una alternativa al test de microtensión (Shimada y cols., 2002). Este método consiste en la aplicación de una fuerza de cizalla utilizando un alambre fino de acero inoxidable. Resulta útil para probar materiales que fallan ante valores comprendidos entre 18-20 MPa, o menos (Chappell y cols., 1997), mientras que con la técnica de microtensión, introducido por Sano y su equipo, podemos medir grandes fuerzas de adhesión (Sano y cols., 1994). El test de microtensión no es fácil de usar en el esmalte y existe una alta probabilidad de que éste se separe de la dentina

cuando se aplica una fuerza de tracción a los especímenes (Foong y cols., 2006), por lo que el test de resistencia a la cizalla se considera más útil en la medición de la eficacia adhesiva en ortodoncia. Además, este método es menos exigente en términos de producción de muestras y las áreas de evaluación de la adhesión pueden ser controladas mucho mejor usando tubos capilares de diámetro conocido. Este test utiliza áreas de adhesión de aproximadamente 4 mm de diámetro, mientras que las que utiliza el test de microtensión están en el orden de 1 mm de diámetro (Foong y cols., 2006).

La fuerza de adhesión no se midió en condiciones in vivo dentro de la cavidad oral, donde tienen lugar impactos mecánicos debidos a la masticación y deglución, así como cambios biomecánico que pueden desencadenar en una degradación del material adhesivo y una disminución de la eficacia adhesiva que mostraba tras el cementado inicial del aditamento ortodóntico (Reynolds 1976). Sin embargo, el testado in vitro de la fuerza del descementado es una metodología aceptable para determinar condiciones comparativas que pueden suceder in vivo. Cuando se empleó el sistema adhesivo con alguno de los cinco composites fluidos (Admira Flow, Tetric Flow, Filtek Supreme XT, Transbond Supreme LV, Wave MV Flow) los valores de eficacia adhesiva se mostraron similares a aquellos mostrados por el cemento de Ortodoncia (Transbond XT) considerado como el *gold standard*, similar a lo observado en otros estudios realizados previamente en *brackets* (D'Attilio y cols., 2005; Tecco y cols., 2005; Vicente y cols., 2009) que aunque son otro aditamento ortodóntico nos pueden servir como referencia.

Se debe tener en cuenta que los tubos en general, independientemente de la

casa comercial, tienen un área de superficie mayor (15,8 mm<sup>2</sup> - tubo molar metálico Smart Clip-) que los *brackets* (9,4 mm<sup>2</sup> - Victory *brackets*, que sería el equivalente de la misma marca de tubos empleados -). Los autores argumentan que para cada mm<sup>2</sup> más de superficie de base, se requiere una fuerza adicional de 3,11 N para despegar el tubo (Talpur y cols., 2012).

Al emplear en todos los molares el mismo tubo que tiene una de las mallas más trabajadas y mejoradas en el mercado con el fin de anular la interfase cemento-tubo y podamos centrar la atención en la interfase esmalte-cemento se descarta las diferencias entre los diferentes subgrupos puedan deberse a variaciones en la malla de la base de los aditamentos. No se llevó a cabo ningún tipo de acondicionamiento de superficie que pudiera influir en los valores obtenidos, como es el caso de silanización en aditamentos cerámicos (Özcan y cols., 2008).

En los composites fluidos, con el incremento de la fluidez, los composites fluidos pueden penetrar fácilmente en la base del tubo y la estructura grabada del diente incrementando el nivel de retención mecánica tanto en la interfase tubo-cemento como en la cemento-tubo y en consecuencia la eficacia adhesiva se verá mejorada. Por lo tanto, se ha demostrado que el composite penetra suficientemente en los poros retentivos de la superficie del esmalte grabado (Frankenberger y cols. 2002).

Cuando se prescindió del empleo de un sistema adhesivo, los valores de fuerzas de resistencia al cizallamiento disminuyeron en todos los grupos, excepto para Transbonds Supreme LV y Wave MV Flow. Una revisión de la literatura publicada indica que muchos investigadores han alcanzado unos valores similares desde hace bastante tiempo (Reynolds, 1976; Asmussen 1977, ) indicando que ciertos composites fluidos de muy fina composición pueden adherirse al esmalte adecuadamente sin la necesidad un adhesivo de resina intermedio.

La penetración del líquido en los capilares estrechos, como es el caso de las microsporosidades del esmalte que ha sido previamente grabado, está influenciado por las propiedades del líquido, como la viscosidad y la superficie libre de energía de la pared del capilar (Asmussen, 1977). Además se ha descrito la viscosidad de la resina restauradora como un parámetro que influencia la penetración de la resina restauradora en el esmalte grabado con ácido (Asmussen, 1977).

El Transbond Supreme LV contiene un polímero de dimetacrilato que modifica la reología del material y hace al material con unas características de manejo FLOW-ONDEMAND, permitiendo al material penetrar por las microporosidades creadas hasta que tiene lugar la fotopolimerización (Cinader y cols. 2009). Este control reológico permite al cemento contener un relleno moderado (65% por peso) con una combinación de nanopartículas aglomeradas y no aglomeradas, compuesto por: A) nanorelleno de sílice sin aglomerado de 75 nm; b) nanorelleno de zirconia sin aglomerado de 75nm y; c) aglomerado de zirconia/sílice, que consiste en un aglomerado de partículas de

zirconia/sílice de 5-20 nm. El intervalo de las partículas variaba entre 0.6 a 1.4 nm de diámetro (Cinader y cols. 2009).

La eficacia adhesiva obtenida en los cinco composites sin la aplicación de un sistema adhesivo fueron mayores que los 7.8 Mpa considerados por Reynolds y Von Fraunhofer para ser adecuados en el empleo clínico rutinario en las consultas de Ortodoncia para el cementado de aditamentos ortodónticos. Además de acuerdo a Pickett y cols (Pickett, 2001) los valores de eficacia adhesiva obtenidos tras una fuerza de compresión en un tratamiento ortodóntico con aparatología multibrackets son más bajas que las obtenidas en los procedimientos realizados in vitro en las pruebas de resistencia a las fuerzas de cizalla con una máquina de ensayo universal.

Aunque los valores de resistencia a la fuerza de cizalla obtenidas se encuentran dentro del rango adecuado, se debe tener en cuenta que se encuentran en el límite del valor considerado como aceptable y que las fuerzas oclusales sufridas por los molares son mayores que aquellas sufridas por dientes anteriores y premolares en los cuales están medidas estas fuerzas.

Tenemos que tener en cuenta que con la excepción del Tetric Flow, Transbond Supreme LV y Wave MV flow. La eficacia adhesiva de los materiales testados fueron aproximadamente del 50% de las fuerzas de adhesión obtenidos cuando se aplicó en sistema adhesivo previo. Aunque la eficacia adhesiva observada sin el empleo del sistema adhesivo se encuentra en rango del mínimamente alcanzado, deben ser observados mediante un envejecimiento mecánico, químico y térmico, ya que los brackets cementados en boca sufren estas tres degradaciones.



Este estudio es el inicio de una línea de investigación donde hemos testado la eficacia adhesiva a las 24 horas, es decir, la fuerza con la que los aditamentos ortodónticos se cementarán durante los primeros días.

Una vez que se hayan testado los aditamentos cementados con y sin un sistema adhesivo se deberá realizar un estudio in vivo mediante un estudio Split mouth para poder sacar conclusiones definitivas y aplicarlas al ámbito clínico.

Los ortodoncistas clínicos deben tener en cuenta que el porcentaje de reducción de los valores de resistencia a la cizalla que se observó en cada material de este estudio cuando se eliminó el paso de la aplicación del sistema adhesivo antes de aplicar cualquiera de los cementos aplicados a nivel clínico en el cementado de sus aditamentos ortodónticos.

Por otra parte el cemento de empleo ortodóntico Transbond XT mostró un valor de resistencia a la fuerza de cizalla de 5.7 MPa. Este cemento tiene una elevada concentración de relleno (77% de cuarzo-sílice) (James y cols, 2003) mayor que el utilizado en los otros composites fluidos empleados.

La influencia de la concentración de relleno en la viscosidad del cemento es un aspecto importante para los Ortodoncistas clínicos (Ostertag y cols. 1991) por dos razones fundamentalmente:

- Porque la viscosidad que tiene que tener el cemento de composite debe ser suficiente para que cuando se cimente el aditamento ortodóntico sobre la

superficie del esmalte quede estabilizada hasta que tenga lugar la polimerización (ya sea foto, auto o dual), ya que si se desplaza el bracket de la posición colocada afectará negativamente en el movimiento de la pieza dental y en consecuencia del resultado del tratamiento. Por lo que debe tener una suficiente viscosidad, si es demasiado fluido se desplazará.

- Debido a las partículas cargadas en el cemento de resina, éstas limitan la libre fluidez del cemento en las microporosidades creadas en el esmalte, inhibiendo o limitando por lo tanto la formación de los tags de resina (Hocevar, 1977; Roberts y cols. 1978). Esto sería válido en el caso de no aplicar adhesivo, ya que si se pone este previamente y se espera el tiempo suficiente, el adhesivo es el que penetraría sobre las microporosidades creadas colocándose el cemento de resina sobre éste y creando una unión química al ser los dos materiales monómeros de resina.

De los dos puntos expuestos anteriormente, podemos decir que la aplicación de partículas de relleno en el cemento aumenta las propiedades mecánicas del mismo pero si el porcentaje es demasiado alto y queremos prescindir del empleo del sistema adhesivo, puede que no penetre en las microporosidades creadas. Por otro lado, si es demasiado fluido, clínicamente puede afectar al posicionamiento del bracket o cualquier otro aditamento ortodóntico.

La aceptabilidad clínica de los composites fluidos ensayados en la presente tesis para la unión a tubos ortodónticos metálicos parece ser adecuada en virtud de sus

características de fluidez. Por lo tanto, se ha demostrado que el composite penetra suficientemente en los poros retentivos de la superficie del esmalte grabado.

La clasificación ARI desarrollada por Artun y Bergland se ha empleado por muchos investigadores para estandarizar el análisis del tipo de fractura. Este sistema permite simplificar este complejo apartado de análisis del tipo de fallo al mismo tiempo que permite un análisis estadístico del mismo y establecer comparaciones (Ryou y cols. 20018). Muchos estudios sobre valores de resistencia al cizallamiento concluyeron de que los tubos ortodónticos fracasan predominantemente en la interfaz de tubo–adhesivo (Ostertag y cols., 1991), lo cual está parcialmente en consonancia con lo hallado en nuestra pesquisa, ya que de acuerdo al análisis estadístico (Chi-cuadrado) para el tipo de ARI realizado, todos los grupos mostraron un modo similar de fallo al descementarse el tubo. Independientemente del tipo de cemento y la aplicación o no de un sistema adhesivo previo, lo que más predomina en cada subgrupo es una fractura adhesiva combinada con una cohesiva fundamentalmente en el esmalte y cemento, al mostrar todos los grupos un ARI predominante 2 y 3. Por lo tanto, el patrón de fractura para los composites fluidos es *a priori* favorable para la preservación de esmalte ya que el mayor riesgo de fractura suele suceder cuando el descementado se produce en el esmalte-cemento.

Por todo lo expuesto anteriormente, se puede decir que el empleo de ciertos composites fluidos para el cementado de tubos puede cumplir los tres objetivos de mejora que se buscan en el cementado de brackets: 1) aminora tiempo y costes; 2) obtiene una correcta eficacia adhesiva y; 3) es conservador con el esmalte.



## Capítulo VII

# CONCLUSIÓN

Las conclusiones de la presente tesis que se obtienen a partir de los cuatro objetivos formulados son:

1. Las graduadas en Enfermería poseen las nociones suficientes en Odontoestomatología como para poder desarrollar protocolos de investigación en el campo de la adhesión en Ortodoncia.
2. El tipo de composite empleado para cementar tubos no influye en las fuerzas de resistencia al cizallamiento del mismo cuando se aplica un sistema adhesivo previo sobre el esmalte grabado. Sin embargo, cuando se prescindió del uso de éste, sí que influye mostrando una mejor eficacia adhesiva los composites fluidos Wave MV Flow y Transbond Supreme LV.
3. La aplicación de un sistema adhesivo influye en el cementado de tubos cuando se aplica un composite de uso ortodóntico y en los composites fluidos con excepción del Wave MV flow y Transbond Supreme LV donde no influye el empleo del mismo.
4. Todos los tubos cementados sobre esmalte, independientemente del cemento aplicado y del empleo o no de un sistema adhesivo obtuvieron un fallo de la adhesión similar. En todos predominó una fractura adhesiva en el esmalte permaneciendo parte del cemento, lo cual lo hace una fractura conservadora con respecto al esmalte.



## BIBLIOGRAFÍA

Abate P, Bertacchini S, Machi R. Adhesion of compomer to dental structures.

Quintessence Int. 2000;28:509-12.

Albaladejo A. Estudio *in vitro* de las factores que afectan la durabilidad de la adhesión a dentina. Tesis doctoral. Universidad de Granada.

Albaladejo A. Actualización de la adhesión en ortodoncia (parte I). *Ortod Clinica*. 2006;9:238-43.

Antonucci JM, McKinney JE, Stansbury JW. Resin-modified glass ionomer cement. US patent application. 1988;7:160-856.

Avery J, Chiego D. Principios de histología y embriología bucal. 3ed. Madrid: Elsevier; 2007.

Barrancos J, Barrancos P. Operatoria dental. Integración clínica. 4ed. Buenos Aires: Panamericana; 2006.

Berkovitz BKB, Holland GR, Moxham BJ. Oral anatomy, histology and embryology. 3ª ed. Edinburgh; New York: Mosby; 2002.

Bhaskar S. Histología y embriología Bucal. 11ed: México: Prado; 1993.

Bishara S, Olsen M, Damon P, Jakobson J. Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;114:80-7.

Bishara SE, Ajlouni R, Laffon J, Warren J. Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;72:464-7.

Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidel methacrylate. (1962). US Patent 3000, 112.

Bowen RL, Marjenhoff WA. Development of an adhesive bonding system. Reprinted by permission from *Operative Dentistry, Supplement 5, 1992, pp. 75-80.*

Bowes JH, Murray MM. The chemical composition of teeth: The composition of human enamel and dentine. *Biochem J.* 1935;29:2721-7.

Bravo González LA. *Manual de Ortodoncia.* Madrid: Síntesis; 2003.

Brennan JV, James D, Soo PP, Tzou S. The APC Plus adhesive coated appliance system: Features and technical review. *Orthod Perspectives.* 2004;11:5-9.

Buonocuore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic fillings materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34:849-53.

Burke FJT, Mc Caughey AD. The four generations of dentin bonding. *Am J Dent.* 1995;8:88-92.



Cal-Neto JP, Miguel JA, Zanella E. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. *Angle Orthod.* 2006;76:127-31.

Campbell PM. Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod.* 1995;65:103-10.

Canut Brusola JA. Ortodoncia clínica y terapéutica. 2ª ed. Barcelona: Masson-Elsevier; 2000.

Carstensen W. Clinical effects of reduction of acid concentration on direct bonding of brackets. *Angle Orthod.* 1993;63:221-4.

Ceballos L, Fuentes MV, Tafalla H, Martínez A, Flores J, Rodríguez J. Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14:51-6.

Cehreli ZC, Altay N. Effects of a nonrinse conditioner and 17% ethylenediaminetetraacetic acid on the etch pattern of intact human permanent enamel. *Angle Orthod.* 2000;70:22-7.

Chappell RP, Cobb CM, Spencer P, Eick JD. Dentinal tubule anastomosis: a potencial factor in adhesive bonding?. *J Prosthet Dent.* 1997;72:183-8.

Chitnis D, Dunn WJ, Gonzalesc DA. Comparison of in-vitro bond strengths between resin-modified glass ionomer, polyacid-modified composite resin, and giomer adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;330:11-6.

Cho BH, Dickens SH. Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dent Mater.* 2004;20:107-15.

Craig RG. *Materiales de odontología restauradora.* 10ª ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998.

Cueto HI. A Little bit of history: The first direct bonding in orthodontia. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98:276-7.

D'Attilio M, Traini T, Di Iorio D, Varvara G, Festa F, Tecco S. Shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use. *Angle Orthod.* 2005;75:410-5.

Davis WL. *Histología y embriología bucal.* 1ª Edición. México: Interamericana. McGraw-Hill, 1988.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005;84:118-32.

Elekdag-Turk S, Isci D, Turk T, Cakmak F. Six-month bracket failure rate evaluation of a self-etching primer. *Eur J Orthod.* 2008;30:211-6.

Eliades T, Gioka C, Eliades G, Makou M. Enamel surface roughness following debonding using two resin grinding methods. *Eur J Orthod.* 2004;26:333-8.

Endo T, Ozoe R, Sanpei S, Shinkai K, Katoh Y, Shimooka S. Effects of moisture conditions of dental enamel surface on bond strength of brackets bonded with moisture-insensitive primer adhesive system. *Odontology.* 2008;96:50-4.

Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent.* 1992; suppl. 5:81.

Fajen VB, Duncanson MG Jr., Nanda RS, Currier GF, Angolkar PV. An in vitro evaluation of bond strength of three glass ionomer cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;97:316-22.

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

Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res.* 1997;76:1508-16.

Ferracane JL. Nuevos Polímeros para Restauraciones Dentales. Management Alternatives for the Carious Lesion. Proceedings from the International Symposium. Charleston. EE UU. Oper Dent. 2001;6:199-209.

Fuentes MV, Ceballos L, González-López S. Bond strength of self-adhesive resin cements to different treated indirect composites. Clin Oral Investig. 2013;17:717-24.

Galil KA, Wright GZ. Acid etching patterns on buccal surfaces of permanent teeth. Pediatr Dent. 1979;1:230-4.

García Barbero J, Kessler Nieto F. Adhesión. En Patología y terapéutica dental. Madrid: Editorial Síntesis, 1997.

Gardner A, Hobson R. Variations in acid-etch patterns with different acid and etch times. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;120:64-7.

Gilpatrick RO, Ross JA, Simonsen RJ. Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. Quintessence Int. 1991;22:47-52.

Glasspoole EA, Erickson RL, Davidson CL. Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel. Dent Mater. 2002;18:454-62.

Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz A. Histología y embriología bucodental 2ª Edición. Madrid: Médica Panamericana, 2002.

Gordan VV, Vargas MA, Cobb DS, Denehy GE. Evaluation of acidic primers in microleakage of class V composite resin restorations. *Oper Dent.* 1998;23:244-9.

Habelitz S, Marshall SJ, Marshall G, Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometer scale. *Arch Oral Biol.* 2001;46:173-83.

Harari D, Shapira S, Gillis I, Roman I, Redlich M. Tensile bond strength of ceramic brackets bonded to porcelain facets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123:551-4.

Hidalgo Arroquia JJ. Cementos en odontología (III): Cementos de vidrio ionómero. En *Materiales de Odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físico-químicos.* Madrid: Avances Medico-Dentales; 1996.

Hinoura K, Akiyama Y, Miyazaki M, Kuroda T, Onose H. Influence of irradiation sequence on dentin bond of resin inlays. *Oper Dent.* 1995;20:30-3.

Hong YH, Lew KK. Quantitative and qualitative assessment of enamel surfaces following five composite removal methods after bracket debonding. *Europ J Orthod.* 1995;17:121-8.

Hormati AA, Fuller JL, Denehy GE. Effects of contamination and mechanical disturbance on the quality of acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc.* 1980;100:34-8.

Hotta K, Mogi M, Miura F, Nakabayashi N. Effect of 4-MET on bond strength and penetration of monomers into enamel. *Dent Mater.* 1992;8:173-5.

Iijima M, Ito S, Nakagaki S, Muguruma T, Kohda N, Saito T, Mizoguchi I. Effects of the addition of fluoride to a 4-META/MMA-TBB-based resin adhesive on fluoride release, acid resistance of enamel and shear bond strength in vitro. *Dent Mater.* 2013;32:156-64.

Inoue S, Vargas M, Van Meerbeek B, Yoshida Y. Adhesion mechanism of self etching adhesives. En: *Advanced Adhesive Dentistry. 3º International Kuraray Symposium; 2000.* p.131-48.

International Organization for Standardization. ISO TR 11405 dental materials- guidance on testing of adhesion tooth structure. Geneva Switzerland: WHO, 1993.

Itoh T, Fukushima T, Inoue Y, Arita S, Miyazaki K. Effect of water, saliva and blood contamination on bonding of metal brackets with a 4-META/MMA/TBB resin to etched enamel. *Am J Dent.* 1999;12:299-304.

Izadi MI, Sherriff M, Cobourne MT. A comparative investigation into relative bond strengths of Damon3, Damon3MX, and APC II brackets using different primer and adhesive combinations. *Eur J Orthod.* 2012;34:778-82.

Jablonski s (1995). "Diccionario ilustrado de odontología". 1ª ed. Buenos Aires. Ed. Panamericana: 235, 242, 931.

Jendresen MD, Glantz PO, Baier RE, Eick JD. Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. *Acta Odontol Scand.* 1981;39:47-53.

Jones A. The effect of enamel matrix proteins on periodontal regeneration as determined by histological analyses. *J Periodontol.* 2003;74:1043-55.

Kent BE, Lewis BG, Wilson AD. Glass ionomer cement formulations: I. The preparation of novel fluoroaluminosilicate glasses high in fluorine. *J Dent Res.* 1979;58:1607-19.

Khouw-Liu VHW, Anstice HM, Pearson GJ. An in vitro investigation of a poly (vinyl phosphonic acid) based cement with four conventional glass-ionomer cements. Part 1: flexural strength and fluoride release. *J Dent.* 1999;27:351-7.

Kim SS, Park WK, Son WS, Ahn HS, Ro JH, Kim YD. Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: a 3-dimensional surface profilometry study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132:71-6.

Kinch AP, Taylor H, Warltier R, Oliver RG, Newcombe RG. A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded brackets using etch times of 15 or 60 seconds. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;94:476-83.

Kinloch AJ. *Adhesion and Adhesives. Science and Technology.* London: Chapman and Hall; 1987.

Labella R. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 1999;15:128-37.

Lee YK, Yu B. Measurement of opalescence of tooth enamel. *J Dent.* 2007;35:690-4.

Lippitz SJ, Staley RN, Jakobsen JR. In vitro study of 24-hour and 30-day shear bond strengths of three resin-glass ionomer cements used to bond orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;113:620-4.

Lobato M, Albaladejo A. Tratamiento de superficies para una eficaz adhesión bracketcerámica y correcta conservación tras la retirada de aditamentos. *Ortod. Esp.* 2010;50:330-43.

Mann AB, Dickinson ME. Nanomechanics, chemistry and structure at the enamel surface. *Monogr Oral Sci.* 2006;19:105-31.

McLean JW. Comparación entre adhesivos dentinarios y cementos de ionómero de vidrio. *Quintessence (ed. esp.).* 1997;10:412-20.

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



Meehan MP, Foley TF, Mamandras AH. A comparison of the shear bond strengths of two glass ionomer cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115:125-32.

Melendez J.L., R. Varela y G. Cueto; Evaluación del grabado del esmalte en piezas con ápice inmaduro y maduro utilizando ácido ortofosfórico al 37% por medio de microscopia electrónica de barrido. *Acta Odontol Venez.* 2002;40:26-30.

Millett DT, Cattanach D, McFadzean R, Pattison J, McColl J. Laboratory evaluation of a compomer and a resin-modified glass ionomer cement for orthodontic bonding. *Angle Orthod.* 1999;69:58-63

Millett DT, Mandall NA, Mattick RCR, Hickman J, Glenny A-M. Adhesives for bonded molar tubes during fixed brace treatment. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2011, Issue 6. Art. No.: CD008236. DOI: 10.1002/14651858.CD008236.pub2

Mjör IA, Fejerskov O. *Embriología e histología oral humana.* Barcelona, España: Salvat. 1989.

Moshaverinia A, Roohpour N, Chee WWL, Schricker SR. A review of polyelectrolyte modifications in conventional glass-ionomer dental cements. *J Mater Chem.* 2012;22:2824-33.

Nakabayashi N, Pashley D. *Hybridization of dental hard tissues.* Tokyo: Quintessence Publ Co. Ltd; 1998.

Newman GV, Snyder WH, Wilson CE Jr. Acrylic adhesives for bonding attachments to teeth surfaces. *Angle Orthod.* 1968;38:12-8.

Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dent Mater.* 2008;24:1702-08.

O'Brien KD, Robbins ME, Vig KWL, Vig PS, Shnorhokian H, Weyant R. The effectiveness of Class II Division 1 treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107:329-34.

Olmez A, Oztas N, Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper Dent.* 2004;29:713-9.

Olsen M, Bishara S, Damon P, Jakobsen J. Evaluation of Scotchbond multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:498-501.

Osorio R, Toledano M. Adhesión en Odontología. En: Toledano M, Osorio R, Sánchez F, Osorio E. *Arte y Ciencia de los Materiales Odontológicos*. Madrid: Avances Medico-Dentales, S.L; 2003. p.181-216.

Özcan M, Vallittu PK, Peltomäki T, Huysmans M, Kalk W. Bonding polycarbonate brackets to ceramic: effects of substrate treatment on bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126:220-7.

Packham DE. Adhesion. En: Packman DE, editor. Handbook of adhesion. England: Longman Scientific & Technical; 1992. p.18-20.

Padday JF. Contact angle measurement. En Packham DE. Handbook of adhesion. 1992. Essex. England: Longman.

Padros E, Padros J. Los fastidiosos enigmas de la adhesión dentinaria (nuevas reflexiones). Ideas y Trabajos Odontoestomatológicos. 2000;1:8-37.

Park S, Quinn JB, Romberg E, Arola D. On the brittleness of Enamel and Selected Dent Mater. Dent Mater. 2008;24:1477-85.

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. Dent Mater. 1995;11:117-25.

Perdigão J, Ramos JC, Lambrechts P. In vitro interfacial relationship between human dentin and onebottle dental adhesive. Dent Mater. 1997;13:218-27.

Perdigão J, Frankerberger R, Rosa BT, Beschi L. New trends in dentin / enamel adhesion. Am J Dent. 2000;13:25-30.

Peutzfeldt A. Compomers and glass ionomers: bond strength to dentin and mechanical properties. Am J Dent. 1996;9:259-63.

Phillips RW. Cementos dentales: su uso en cementación" en La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 9ª ed. México. Ed. Interamericana; 1993.

Proffit WR. Contemporary orthodontics. Toronto: Elsevier Mosby; 1986.

Ray NJ. Updates in dental materials-Part 2: Resin Cements. J Ir Dent Assoc. 1993;39:30-2.

Reddy L, Marker VA, Ellis E 3rd. Bond strength for orthodontic brackets contaminated by blood: composite versus resin-modified glass ionomer cements. J Oral Maxillofac Surg. 2003;61:206-13.

Robb SI, Sadowsky C, Schneider BJ, BeGole EA. Effectiveness and duration of orthodontic treatment in adults and adolescents. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998;114:383-6.

Robinson C, Brookes SJ, Shore RC, Kirkham J. The developing enamel matrix: nature and function. Eur J Oral Sci. 1998;106:282-91.

Rosenstiel S, Land M, Crispin B. Dental luting agents: a review of the current literature. J Prosthetic Dent. 1998;30:280-301.

Ross MH, Kaye GI, Pawlina W. Aparato digestivo I: cavidad oral y estructuras asociadas. En Histología. Texto y atlas Color con Biología Celular y Molecular. 4ª Ed. Madrid, España: Ed Médica Panamericana; 2005. Cap 15, p. 436-475.

Ryou DB, Park HS, Kim KH, Kwon TY. Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding. *Angle Orthod.* 2008;78:1105-9.

Sadowsky PL, Retief DH, Cox PR, Hernández-Orsini R, Rape WG, Bradley EL. Effects of etchant concentration and duration of the retention of orthodontic brackets: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98:417-21.

Sainz de Robles FC. Ensayo de un diccionario español de sinónimos y antónimos. 8ª ed. Madrid: Gredos; 1967.

Saraç YS, Elekdag-Turk S, Saraç D, Turk T. Surface Conditioning Methods and Polishing Techniques Effect on Surface Roughness of a Feldspar Ceramic. *Angle Orthod.* 2007;77:723-8.

Saralegui A, González C. Histología dental. En: García J, editor. *Patología y terapéutica dental.* Madrid: Síntesis; 1997. p. 42-59.

Sfondrini MF, Cacciafesta V, Klersy C. Halogen versus high-intensity light-curing of uncoated and pre-coated brackets: a shear bond strength study. *J Orthod.* 2002;29:45-50.

Sheen DH, Wang WN, Tarnq TH. Bond strenght of younger and older permanent teeth with various etching times. *Angle Orthod.* 1993;63:225-30.

Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject?. Aust Dent J. 2011;56:23-30.

Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ. Oral fluid contamination of etched enamel surfaces: a SEM study. J Am Dent Assoc. 1975;110:329-32.

Skidmore KJ, Brook KJ, Thomson WM, Harding WJ. Factors influencing treatment time in orthodontic patients. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;129:230-8.

Soberanes de la Fuente E, Enciso MA, Robles-Jiménez AL, Franco Romero G, Espinosa Aquino B. Fuerza de adhesión directa de dos materiales para combinaciones dentales metal-cerámica. Tecnol Ciencia Ed (IMIQ). 2007;22:94-100.

Stefan KP. Materiales para la cementación definitiva. Labor Dental Clínica. 2000;1:1-2.

Sturdevant C, Roberson T. Operatoria Dental. 3ed: Madrid: Mosby; 1996.

Surmont P, Dermaut L, Martens L, Moors M. Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: an in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1992;101:414-9.

Tani C, Manabe A, Itoh K, Hisamitsu T, Wakumoto S. Contact angle of dentin bonding agents on the dentin surface. Dent Mater J. 1996;15:39-44.

Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of glass ionomer (polyalkenoate) cements to dentine using four conditioners. *J Dent.* 2000;28:361-6.

Tavas MA, Watts DC. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study. *Br J Orthod* 1979;6:207-8.

Tecco S, Traini T, Caputi S, Festa F, de Luca V, D'Attilio M. A new one-step dental flowable composite for orthodontic use: an in vitro bond strength study. *Angle Orthod.* 2005;75:672-7.

Ten Cate AR. *Histología Oral. Desarrollo, estructura y función.* 2ª Edición. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 1986.

Thiyagarajah S, Spary DJ, Rock WP. A clinical comparison of bracket bond failures in association with direct and indirect bonding. *J Orthod.* 2006;33:198-204.

Titley K, Chernecky R, Chan A, Smith D. The composition and ultrastructure of resin tags in etched dentin. *Am J Dent.* 1995;8:224-30.

Toledano M, Osorio R, Leonardi de G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent.* 2001;14:205-10.

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

Tsui-Hsien H, Chia-Tze K. The shear bond strength of composite brackets on porcelain teeth. *Eur J Orthod* 2001;23:433-9.

Tüfekçi E, Merrill TE, Pintado MR, Beyer JP, Brantley WA Enamel loss associated with orthodontic adhesive removal on teeth with white spot lesions: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;125:733-9.

Uysal T, Sari Z, Demir A. Are the flowable composites suitable for orthodontic bracket bonding? *Angle Orthod*. 2004;74:697-702.

Vadiakas GP, Oulis C. A review of dentine-bonding agents and an account of clinical applications in paediatric dentistry. *Int J Paediatr Dent*. 1994;4:209-16.

Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent*. 2006;34:77-85.

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braen M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res*. 1992;71:1530-40.



Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentin. *J Dent.* 1994;22:141-6.

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vanherle G. Bonding mechanism and microtensile bond strength of 4 – Met based self etching adhesive. *Journal of Dent Res.* 2000;79:249.

Van Meerbeek B, Perdigao J, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. En: *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach.* 2ª ed. Chicago: Quintessence; 2002.

Van Meerbeek B, De Munk J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P et al. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Oper Dent.* 2003;28:215-35.

Van Zeghbroeck L. Cementos. Parte I: Consideraciones teóricas. *J Esthet Dent* (ed. esp.). 1995;5:16-26.

Vega del Barrio JM. Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físico-químicos. Madrid: Avances Medico-Dentales; 1996.

Vicente A, Bravo LA. Shear Bond Strength of Precoated and Uncoated Brackets Using a Self-etching Primer. An In Vitro Study. *Angle Orthod.* 2007;77:524-7.

Vicente A, Bravo LA. Evaluation of different flowable materials for bonding brackets. *Am J Dent.* 2009;22:111-4.

Walter D. *Histología y embriología bucal.* México: Interamericana: 1998.

Wang WN, Yeh CL, Fang BD, Sun KT, Arvystas MG. Effect of H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> concentration on bond strength. *Angle Orthod.* 1994;64:377-82.

Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1972;132:133-5.

Wiltshire WA. Shear bond strengths of a glass ionomer for direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106:127-30.

Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 2000;16:129-38.

Xu H.H.K, Smith D.T., Jahanmir S., et al. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentine. *J Dental Research.* 1998;77:472-80.

Yamada R, Kasai K. Effect of Using Self- Etching Primer for Bonding Orthodontic Brackets. *Angle Orthod.* 2002;72:558-64.

Yelamanchili A, Darvell BW. Network competition in a resin-modified glass-ionomer cement. *Dent Mater.* 2008;24:1065-69.

Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Yoshioka M, Snauwaert J, Abe Y, Lambrechts P, Vanherle G, Okazaki M. Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *J Dent Res.* 2001;80:1565-9.

Zachrisson BU, Artun J. Enamel surface appearance after various debonding techniques. *Am J Orthod.* 1979;75: 121-37.

Zelander T. El esmalte. En: Pindborg JJ, Mjör IA, editores. *Histología del diente.* Barcelona: Labor S.A.; 1974. p. 72-92.

