



Tesis Doctoral

Estudio *in vitro* de los factores que influyen en la
eficacia adhesiva del cementado de tubos y
brackets.



Universidad de Salamanca. Facultad de Medicina.

María Lobato Carreño
Salamanca 2013

UNIVERSIDAD DE SALAMANCA
FACULTAD DE MEDICINA
Departamento de Cirugía



Estudio *in vitro* de los factores que
influyen en la eficacia adhesiva del
cementado de tubos y *brackets*.

Tesis doctoral

Presentada por **María Lobato Carreño** para optar
al título de Doctor en Odontología

Director:

Dr. Alberto Albaladejo Martínez

2013

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

CERTIFICA QUE:

La presente Memoria, elaborada por **D^a María Lobato Carreño** para optar a la Tesis Doctoral, con el título “Estudio *in vitro* de los factores que influyen en la eficacia adhesiva del cementado de tubos y *brackets*”, y realizada bajo la dirección del Dr. D. Alberto Albaladejo Martínez, 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
28 de Octubre de 2013.

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 “Estudio *in vitro* de los factores que influyen en la eficacia adhesiva del cementado de tubos y *brackets*”, ha sido realizado bajo su dirección en el Departamento de Cirugía por la licenciada en Odontología **D^a María Lobato Carreño** 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
28 de Octubre de 2013.

Fdo. Dr. D. Alberto Albaladejo Martinez

A GRADECIMIENTOS

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.

Al Dr. Javier Montero Martín, quien siempre estuvo a mi lado incentivando y señalando el camino a seguir, apoyando cada uno de mis pasos.

A las Dras. Laura Ceballos García y María Victoria Fuentes Fuentes, por poner a mi disposición el equipamiento necesario para realizar este estudio así como por su ayuda e instrucción con los procedimientos experimentales.

A la Dra. Raquel del Castillo Oyagüe, por su revisión y hacerme crecer como investigadora. Le agradezco enormemente el tiempo, dedicación y la cantidad de conocimientos empleados en ello.

A la Dra. Marta Ortiz Aranda y al Dr. D. Pablo Moreno Pedraz por su ayuda y conocimientos de microscopía electrónica aportados en nuestro trabajo.

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

Agradezco a mi hermano, padres y familia, porque gracias a la educación que me han proporcionado, apoyo, confianza y su generosidad he llegado hasta aquí.

Con amor y de todo corazón os dedico este trabajo.

ÍNDICE

Procedimiento para la presentación de la Tesis Doctoral en la Universidad de Salamanca en el formato de compendio de artículos/publicaciones.....	21
ÍNDICE DE TABLAS.....	25
ÍNDICE DE FIGURAS.....	27
LISTA DE ACRÓNIMOS.....	33
RESUMEN.....	35
I. INTRODUCCIÓN.....	41
I.1 Concepto de adhesión. Adhesión en Odontología.....	43
I.2 El esmalte humano.....	45
<i>I.2.1 Composición química.....</i>	<i>45</i>
I.2.1.1 Matriz orgánica.....	46
I.2.1.2 Matriz inorgánica.....	47
I.2.1.3 Agua.....	47
<i>I.2.2 Estructura histológica.....</i>	<i>48</i>

I.2.2.1	Unidad estructural básica.....	48
I.2.2.2	Unidades estructurales secundarias.....	50
I.2.3	<i>Propiedades físicas</i>	52
I.3	Concepto de adhesión	55
I.3.1	<i>Generalidades sobre adhesión</i>	55
I.3.2	<i>Factores que influyen sobre la adhesión</i>	55
I.4	Adhesión al esmalte	58
I.4.1	<i>Técnica de grabado ácido</i>	58
I.4.1.1	Patrones de grabado.....	60
I.4.2	<i>Sistemas adhesivos</i>	62
I.4.2.1	Requisitos de los sistemas adhesivos.....	62
I.4.2.2	Componentes de los sistemas adhesivos.....	63
I.4.2.3	Clasificación de los sistemas adhesivos.....	66
I.4.3	<i>Cementos de Resina</i>	70
I.4.3.1	Procedimiento del cementado de aditamentos ortodónticos.....	72

I.4.3.2	Nuevos materiales de cementado en Ortodoncia.....	74
I.4.3.2.1	<u>Composites fluidos</u>	74
I.4.3.2.2	<u>APC Plus</u>	78
I.4.3.2.3	<u>Cementos ionómeros de vidrio</u>	81
I.4.3.2.3.1	Compómeros.....	81
I.5	Adhesión en ortodoncia	84
I.5.1	<i>Evolución histórica</i>	84
I.5.1.1	Cementado de <i>brackets</i>	85
I.5.1.2	Cementado de bandas/tubos.....	86
I.5.2	<i>Adhesión al metal</i>	87
I.5.3	<i>La base del tubo/bracket metálico</i>	88
I.5.3.1	<i>Bracket vs. Tubo</i>	89
I.5.4	<i>El fallo adhesivo</i>	89
I.5.5	<i>El fallo en la adhesión del tubo / bracket</i>	90
I.5.6	<i>Medida del tipo de fallo en investigación</i>	93

I.6	Método de medida de la eficacia adhesiva en Ortodoncia (Test de resistencia al cizallamiento)	96
II.	OBJETIVOS Y JUSTIFICACIÓN	99
III.	PUBLICACIONES ORIGINALES	103
III.1	<u>Lobato M</u>; Montero J; Ceballos L; Oyagüe RC; Fuentes MV; Sánchez JM; <u>Albaladejo A</u>. Effect of adhesive application on the shear bond strength of flowable composite resins and APC Plus to orthodontic molar tubes. J Adhes Sci Technol. 2012;27:811-9	105
	<i>III.1.1 Abstract en español</i>	116
III.2	<u>Lobato M</u>, Montero J, Fuentes MV, <u>Albaladejo A</u>. Effect of adhesive application on the shear bond strength of refrigerated and pre-heated of different composite resins to orthodontic molar tubes. J Adhes Sci Technol. 2013;27:2251-64	119
	<i>III.2.1 Abstract en español</i>	135
III.3	<u>Lobato M</u>, Santos del Riego S, Montero J, Orellana MI, Mirón JA, Castaño A, <u>Albaladejo A</u>. Effect of adhesive application on the shear bond strength using different cementing agents in molar and premolar attachments. J Adhes Sci Technol. 2013; Aceptado para publicación el 18/10/2013	137
	<i>III.3.1 Abstract en español</i>	156

IV. DISCUSIÓN.....	159
V. CONCLUSIONES.....	173
VI. REFERENCIAS.....	177
VII. APÉNDICES.....	201
Apéndice I. Índice de Impacto de los artículos originales (JCR 2012).....	203

PROCEDIMIENTO PARA LA PRESENTACIÓN DE LA TESIS DOCTORAL EN LA UNIVERSIDAD DE SALAMANCA EN EL FORMATO DE COMPENDIO DE ARTÍCULOS/PUBLICACIONES

(Comisión de Doctorado y Posgrado, 15 de febrero de 2013)

1.- Justificación

El capítulo II del Reglamento de Doctorado de la Universidad de Salamanca, sobre la elaboración y defensa de La Tesis Doctoral, en su artículo 14.1. establece que “los estudios de doctorado concluyen con la elaboración y defensa de una tesis doctoral, que consistirá en un trabajo original de investigación, elaborado por el doctorando, en cualquier campo del conocimiento, *siguiendo el formato determinado por la Comisión Académica del Programa de Doctorado, entre los posibles formatos establecidos por la Comisión de Doctorado.*”

Asimismo, el artículo 14.3 determina que “*La redacción de la tesis doctoral se hará en castellano o en una de las lenguas habituales para la comunicación científica en su campo de conocimiento. Si la tesis doctoral está redactada en un idioma diferente al castellano, se acompañará de un documento, avalado por el Director de la misma, en el que consten el título, el índice, la introducción, un resumen significativo y las conclusiones de la tesis doctoral en castellano.*”

Las publicaciones científicas en revistas especializadas, del trabajo original e inédito realizado en una Tesis Doctoral, garantizan que el autor de la Tesis, personal investigador en formación de un programa de doctorado haya adquirido una de las competencias básicas definidas en el RD 99/2011, de 28 de enero, por el que se regulan las enseñanzas oficiales de doctorado, en concreto la capacidad de *comunicación con la comunidad académica y científica y con la sociedad en general acerca de sus ámbitos de conocimiento en los modos e idiomas de uso habitual en su rama de conocimiento en la comunidad científica internacional.*

De acuerdo con ello, la Comisión de Doctorado y Posgrado establece como posible formato de presentación de Tesis Doctoral, la modalidad de Tesis por Compendio de Artículos/Publicaciones, publicados o aceptados en revistas especializadas y de prestigio, siempre que sean resultado de la actividad investigadora desarrollada por el doctorando.

A tal efecto, con el objetivo de garantizar la calidad y validez de dichas tesis, se establece a continuación el procedimiento a seguir, que comienza con las recomendaciones y requisitos mínimos de la estructura de este formato de tesis.

2.- Tramitación, número y tipo de publicaciones, autoría:

2.1. Dentro del Plan de Investigación del doctorando, bien en su origen o bien en su revisión anual, podrá indicar su intención de realizar su tesis en el formato de compendio de artículos/publicaciones. El informe correspondiente que el tutor y director del doctorando realizan anualmente sobre dicho Plan, así como la evaluación del mismo que realiza la Comisión Académica del Programa de Doctorado, se pronunciará sobre la autorización de dicho formato.



2.2.- En el momento de la solicitud de depósito de la Tesis por compendio de artículos/publicaciones los artículos/publicaciones aportadas por el doctorando deberán cumplir los supuestos siguientes:

- a. Un mínimo de tres artículos o capítulos publicados o aceptados para su publicación, con posterioridad al inicio de los estudios de doctorado, en revistas científicas del ámbito de la especialidad del trabajo desarrollado en la tesis e indexadas en el Science Citation Reports (o equivalente según la CNEAI en los campos científicos en los que dicho criterio no sea aplicable) Excepcionalmente se podrá admitir un número inferior de publicaciones a las tres mencionadas cuando su relevancia y excelencia esté bien documentada.
- b. El doctorando deberá ser primer autor de al menos dos de las aportaciones presentadas. En el caso de que no sea primer autor, el doctorando especificará cuál ha sido su aportación científica a la publicación lo que deberá estar certificado por el director de la tesis doctoral.

No se aceptarán como aportaciones válidas publicaciones de trabajos no relacionados con el proyecto de tesis doctoral, ni trabajos en forma de abstract, los recogidos en proceedings o en suplementos de revistas, los trabajos de revisión, las cartas, artículos de opinión, comentarios, introducciones, etc.

En el caso de que el doctorando no sea primer autor de al menos dos de las aportaciones presentadas o el número de aportaciones sea inferior a tres, se requiere un informe de valoración de la calidad de las aportaciones por parte de la Comisión Académica del Programa de Doctorado para aprobar la continuación de los trámites de la tesis doctoral.

3.- Documentación a aportar junto con la solicitud de depósito de Tesis Doctoral por Compendio de Artículos/Publicaciones:

Además de la documentación prevista en el artículo 17 del Reglamento de Doctorado de la Universidad de Salamanca en el caso de tesis doctoral por compendio de artículos, la solicitud de depósito deberá ir acompañada por los siguientes documentos

3.1.- Aceptación por escrito y con firma original de los coautores, a que el doctorando presente el trabajo y, declaración de que el doctorando es el autor principal de la investigación recogida en los artículos. No más de dos coautores que sean doctores, podrán formar parte de la propuesta de miembros para constituir el tribunal que juzgue la tesis.

3.2.- Renuncia expresa de los coautores no doctores a presentar los trabajos como parte de otra Tesis Doctoral

4.- Formato y estilo de la Tesis por Compendio de Publicaciones:

Las tesis que se presenten en la modalidad de Tesis Doctoral como compendio de publicaciones en la Universidad de Salamanca, deberán al menos incluir los siguientes apartados:

4.1.- Una página inicial especificando que la tesis corresponde a un compendio de trabajos previamente publicados o aceptados para publicación, el nombre y afiliación de los autores, la referencia completa de la revista o editorial, la carta de aceptación si no han sido publicados y el DOI si existiera de los artículos, libros o capítulos de libro que se incorporan a la tesis.

4.2.- A continuación se incluirá la autorización del director o codirectores para la presentación de la tesis en esta modalidad, el informe de la Comisión Académica del Programa de Doctorado y la autorización de la Comisión de Doctorado y Posgrado de la Universidad para su tramitación en dicha modalidad.

4.3.- Un apartado en castellano que refleje la coherencia y relación directa entre los artículos/publicaciones presentados. Dicho apartado incluirá al menos una introducción con los antecedentes del tema objeto de estudio, la hipótesis de trabajo y los objetivos así como las principales conclusiones. Cuando se considere oportuno podrá incluirse un anexo metodológico que complete descripción de la metodología indicada en los artículos

4.4.- Seguidamente, se incluirá una copia completa de las publicaciones originales que conformarán la Tesis Doctoral (artículos, capítulos de libro, libro o libros aceptados o publicados)

4.5.- En el supuesto de que los artículos que integran la tesis estén redactados en una lengua distinta al castellano, se incluirá para cada uno un resumen en castellano en el cual se especificarán: los objetivos de la investigación, la metodología utilizada, los resultados alcanzados, y las conclusiones finales.

4.6.- Si la Comisión Académica lo considera, la tesis contendrá un apéndice en el que se incluyan los principales índices de calidad de las publicaciones aportadas y cualquier otra documentación necesaria que permita acreditar los requisitos exigidos.

5.- Regulaciones particulares de los Programas de Doctorado:

La Comisión Académica de cada Programa de Doctorado podrá indicar requisitos adicionales para el formato de tesis por artículos/publicaciones presentadas en el programa en cuestión, estableciendo una regulación particular compatible con el presente procedimiento.

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla I.1.	Tabla resumen de artículos relevantes de adhesión en Ortodoncia mediante composites fluidos.....	76
Tabla I.2.	Diferencias en la composición entre el <i>bracket</i> APC1 Y APC 2.....	78
Tabla I.3.	Diferencias entre el <i>bracket</i> APC2 y APC TM PLUS <i>Adhesive Coated Appliance System</i>	79
Tabla I.4.	Tabla resumen de artículos relevantes de adhesión en Ortodoncia mediante APC Plus.....	80
Tabla I.5.	Tabla resumen de artículos relevantes de adhesión en Ortodoncia mediante cementos ionómeros de vidrio y compómeros de vidrio.....	83
Tabla III.1.1.	Estadística descriptiva de los valores SBS (MPa) dentro de los subgrupos analizados mediante un análisis de varianza (ANOVA) de dos vías y un test de comparaciones múltiples de Student-Newman Keuls tomando el composite XT como referencia.....	111
Tabla III.1.2.	Registros del adhesivo residual (ARI) sobre el esmalte de los diferentes grupos de muestras (n = 100).....	112
Tabla III.2.1.	Estadística descriptiva de los valores SBS (MPa) de los 24 subgrupos.....	126
Tabla III.2.2.	Registros del adhesivo residual (ARI) sobre el esmalte de los diferentes	

grupos de composites (n = 100).....	127
Tabla III.3.1. Comparativa de los valores de adhesión entre grupos (MPa).....	154
Tabla III.3.2. Comparativa del porcentaje de distribución de ARI (0-1 frente a 2-3) en subgrupos composite/adhesivo.....	155

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Microscopía electrónica de barrido del aspecto de los prismas en “ <i>ojo de cerradura</i> ” y disposición de los mismos. Corte transversal.....	49
Figura 2.	Tipos de grabado en esmalte dental. a) Tipo I; b) Tipo II; c) Tipo III; d) Tipo IV; e) Tipo V.....	61
Figura 3.	Evolución de los adhesivos.....	69
Figura 4.	Esquema del cementado tradicional de tubos/ <i>brackets</i> realizado actualmente.....	73
Figura 5.	Algunos de los composites fluidos estudiados: 1) Tetric EvoFlow; 2) Wave mv; 3) Transbond Supreme LV.....	75
Figura 6.	Sistema APC Plus (3M Unitek Dental Products, Monrovia, Calif.).....	79
Figura 7.	Representación del adhesivo remanente con respecto a la cantidad del material de resina que queda aparentemente en el diente.....	95
Figura 8.	Esquema de la posición del punzón en la muestra: 1) visión frontal; y 2) visión lateral. El filo del punzón se situará dirigido a la interfaz superficie del <i>bracket</i> - agente cementante, ejerciendo una fuerza	

	paralela a una interfaz plana en la dirección oclusal-apical, simulando así las fuerzas ortodónticas.....	97
Figura 9.	Máquina de ensayo Universal (INSTRON).....	97
Figura III.1.1.	Composición química y modo de aplicación de los composites utilizados en el estudio	109
Figura III.1.2.	Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el descementado de aditamentos cementados con Transbond XT con adhesivo a 20 kV. Notas: (A) 20, (B) 100, y (C) 200 magnificaciones. Menos del 50% de adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 1).....	112
Figura III.1.3.	Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el descementado de aditamentos cementados con Tetric Flow con adhesivo a 20 kV. Notas: (A) 20, (B) 100, y (C) 200 magnificaciones. Más del 50% de adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 2). TF mostró numerosos poros/burbujas (señalados en blanco).....	112
Figura III.1.4.	Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el descementado de aditamentos cementados con Transbond Supreme LV sin adhesivo a 20 kV. Notas: (A) 15, (B) 100, y (C) 200 magnificaciones. Menos del 50% de adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 1). Transbond Supreme LV mostró numerosos poros/burbujas (C) y grietas transversales (B) a lo largo de la superficie residual de composite (señalados en blanco).....	113
Figura III.1.5.	Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el	

	descementado de aditamentos cementados con Wave Flow mv sin adhesivo a 20 kV. Notas: (A) 15, (B) 100, y (C) 200 magnificaciones. Se ha detectado un desprendimiento completo del cemento de composite de la capa adhesiva. Adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 2).....	113
Figura III.2.1.	Representación gráfica de los valores SBS de los composites estudiados a diferentes temperaturas.....	125
Figura III.2.2.	Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el descementado de aditamentos cementados con XT a 60°C con adhesivo a 20 kV: (A) 10, (B) 50 y (C) 200 magnificaciones. Menos del 50% de adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 1). XT mostró grietas transversales (C) a lo largo de la superficie residual de composite (señalados en blanco).....	128
Figura III.2.3.	Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el descementado de aditamentos cementados con LV a 60°C sin adhesivo a 20 kV: (A) 16, (B) 200 y (C) 1000 magnificaciones. Menos del 50% de adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 1). No aparecieron poros/burbujas ni grietas transversales.....	129
Figura III.2.4.	Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el descementado de aditamentos cementados con LB a 60°C sin adhesivo a 20 kV: (A) 10, (B) 50 y (C) 200 magnificaciones. No aparece adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 0). Fractura de una porción de esmalte (A).....	130

- Figura III.3.1. Esquema de los diferentes grupos y subgrupos del estudio. La muestra se dividió en 2 grupos: 40 *brackets* y 40 tubos, y ambos grupos se dividieron en cuatro subgrupos en función del cemento utilizado. Finalmente, cada grupo se dividió en dos mediante la aplicación de un sistema adhesivo a la mitad de las muestras y ausencia de aplicación a la otra mitad..... 152
- Figura III.3.2. Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el descementado de aditamentos cementados con APC Plus con adhesivo a 5 kV: (A) 50, (B) 100, y (C) 500 magnificaciones. Más del 50% de adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 2). APC Plus mostró grietas transversales (C) a lo largo de la superficie residual de composite (señalados en blanco)..... 152
- Figura III.3.3. Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el descementado de aditamentos cementados con APC Plus con adhesivo a 5 kV: (A) 50, (B) 100, y (C) 500 magnificaciones. Más del 50% de adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 2). APC Plus mostró numerosos poros/burbujas (B y C) y grietas transversales (B y C) a lo largo de la superficie residual de composite (señalados en blanco)..... 152
- Figura III.3.4. Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el descementado de aditamentos cementados con Fuji Ortho con adhesivo a 5 kV: (A) 50, (B) 100, y (C) 500 magnificaciones. Menos

del 50% de adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 1). Fuji Ortho mostró grietas transversales (A-C) a lo largo de la superficie residual de composite (señalados en blanco)..... 153

Figura III.3.5. Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el descementado de aditamentos cementados con Fuji Ortho con adhesivo a 5 kV: (A) 50, (B) 100, y (C) 500 magnificaciones. Menos del 50% de adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 1). Fuji Ortho mostró grietas transversales (B y C) y poros/burbujas (C) a lo largo de la superficie residual de composite (señalados en blanco)..... 153

Figura III.3.6. Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el descementado de aditamentos cementados con Wave MV Flow sin adhesivo a 5 kV: (A) 50, (B) 100, y (C) 500 magnificaciones. Menos del 50% de adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 1)..... 153

Figura III.3.7. Representación de imágenes SEM de la superficie de esmalte tras el descementado de aditamentos cementados con Wave MV Flow sin adhesivo a 5 kV: (A) 50, (B) 100, y (C) 500 magnificaciones. Menos del 50% de adhesivo residual sobre la superficie del diente (Índice ARI: 1)..... 153

LISTA DE ACRÓNIMOS

4-META	4 Metacroleil Trimelítico Anhidro
APC	APC Plus System
ARI	Adhesive Remnant Index (Índice de adhesivo residual)
Au-Pd	Oro-Paladio
AXT	Adhesivo Transbond XT
Bis- GMA	Bis-Fenol A di-Glicidil Metacrilato
Bis- EMA	Bis-Fenol A di-Glicidil Metacrilato etoxilado
BPDM	Bifenil-Dimetacrilato
CIV	Cementos de Ionómero de Vidrio
FHAp	Fluorhidroxiapatita,
HAp	Hidroxiapatita
HEMA	Hidroximetacrilato de Etilo
LB	Light Bond
LC	Fuji Ortho LC
MEB	Microscopio Electrónico de Barrido
MDP	10-metacrililoiloxi-decil-dihidrogenol
Ni-Cr-Be	Níquel-Cromo-Berilio
PENTA	Dipentaeritritol-penta-acrilato-monofosfato
Phenil-P	2-metacrililoiloxietilfenil-hidrogenol
PPD	Fenilpropanodiona
RMGICs	Resin-Modified Glass Ionomer Cements (ionómeros reforzados con resina)

S	Transbond Supreme LV
SBS	Shear Bond Strength test (test de resistencia al cizallamiento)
SEM	Scanning Electron Microscopy (Microscopio electrónico de barrido)
SD	Standard Deviation (Desviación estándar)
TEGDMA	Trietileno glicol dimetacrilato
TF	Tetric EvoFlow
W	Wave mv Flow
XT	Transbond XT

RESUMEN

La innovación y mejora de los biomateriales para adherir diferentes aditamentos ortodónticos al esmalte necesita una mayor investigación con la intención de buscar un sistema de cementado que: 1) muestre una elevada eficacia adhesiva con el esmalte para mantener los aditamentos a lo largo del tratamiento con aparatología fija; 2) simplifique la técnica con un menor número de pasos para disminuir tiempo y costes y; 3) sea lo más conservador posible con el esmalte una vez removida la aparatología fija. Los tubos y *brackets* son los aditamentos ortodónticos más empleados rutinariamente en los tratamientos. Ambos presentan una base con área y forma distinta además de sufrir fuerzas oclusales diferentes, por lo que se debe estudiar el efecto que tienen los nuevos biomateriales en la eficacia adhesiva de ambos aditamentos ortodónticos, al igual que la temperatura que deben tener en el momento de la cementación para conseguir una óptima adhesión tubo/*bracket*-esmalte.

Los objetivos de la tesis fueron: 1) determinar la influencia de diferentes agentes cementantes (composites de uso ortodóntico, composites fluidos, aditamentos con compómero incorporado y cementos de vidrio ionómero modificado con resina) en los valores de resistencia al cizallamiento en el cementado de *brackets* y tubos; 2) estudiar la influencia del empleo de un sistema adhesivo en la eficacia adhesiva del cementado de *brackets* y tubos sobre esmalte acondicionado con ácido ortofosfórico usando diferentes agentes cementantes; 3) averiguar el efecto de los cambios de temperatura en los agentes cementantes previo a su uso en la eficacia adhesiva de la interfase tubo-

esmalte; 4) investigar las diferentes fuerzas de resistencia al cizallamiento que muestran los tubos con respecto a los *brackets* al cementarlos sobre esmalte acondicionado con ácido ortofosfórico.

Para la realización de la tesis se emplearon 300 molares humanos extraídos por motivos ortodónticos o periodontales y 80 premolares extraídos por causa ortodóntica, con los que se llevaron a cabo tres protocolos de investigación *in vitro*:

- 1) El primero de ellos 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 y un sistema de tubos con compómero incorporado para el que se cementaron 100 tubos en terceros molares dividiéndose la muestra en 5 grupos: Tetric EvoFlow (TF); Wave mv Flow (W); Transbond Supreme LV (S); Transbond XT (XT) y; APC Plus System (APC). Para cada grupo, a la mitad de los especímenes se les añadió adhesivo (Transbond XT -AXT-) mientras que la otra mitad se cementaron directamente sobre el esmalte grabado.
- 2) El segundo para investigar el efecto en la eficacia adhesiva tubo-esmalte del uso previo de un sistema adhesivo y los cambios de temperatura en diferentes agentes cementantes en el momento de su empleo. Para desarrollarlo se cementaron 120 tubos en terceros molares, los cuales se dividieron en 3 grupos según el agente cementante empleado: XT, S y Light Bond (LB). Cada grupo, a su vez, se dividió en 4 subgrupos dependiendo de la temperatura aplicada al agente cementante antes de la adhesión (5°, 20°, 40° y 60°C). Para cada grupo, a la mitad de los

especímenes se les añadió adhesivo AXT mientras que la otra mitad fue cementada sobre el esmalte grabado.

- 3) El tercero se realizó para comparar la influencia del empleo de un sistema adhesivo en las diferentes fuerzas de resistencia al cizallamiento que muestran los tubos con respecto a los *brackets* al cementarlos sobre esmalte acondicionado con ácido ortofosfórico, para llevarlo a cabo se cementaron 160 aditamentos (80 tubos en terceros molares y 80 *brackets* en premolares). Se dividieron en 4 grupos idénticos: XT, APC, WF y Fuji Ortho LC (LC). Para cada grupo, a la mitad de los especímenes se les añadió adhesivo AXT mientras que la otra mitad fue cementada sobre el esmalte grabado.

Para la realización de las tres pesquisas, tanto los molares como los premolares 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 aditamentos ortodónticos siguiendo los diferentes parámetros correspondientes a cada grupo. Las muestras con los aditamentos ortodónticos 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 mm/min² hasta que se obtuvo el descementado del tubo o *bracket*. 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 de los tubos o *brackets*, 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). Los especímenes más representativos de cada grupo se observaron en un microscopio electrónico de barrido con la intención de observar las alteraciones morfológicas producidas en el sustrato del esmalte durante el proceso de adhesión.

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 I11). 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: 1) en el uso de APC y composites fluidos para el cementado de tubos de ortodoncia en molares, la aplicación de un adhesivo no conlleva un efecto significativo, pero existe una marcada tendencia en la influencia del factor composite en los valores de resistencia a la fuerza de cizalla. La media de los valores de los tubos cementados con XT con adhesivo fue significativamente superior a la media de los tubos cementados con APC con adhesivo, TF con y sin adhesivo y S con adhesivo; 2) al comparar varios agentes cementantes empleados para cementar tubos en molares a diferentes temperaturas, el tipo de composite sólo influye si comparamos XT y LB. El uso de adhesivo no afecta los valores de resistencia a la cizalla obtenidos. El composite fluido que contiene partículas

de zirconia (S) mostró bajos valores de resistencia al cizallamiento al enfriarlo a 5°C y cuando las temperaturas subieron de 40°C. Independientemente del uso del adhesivo, los composites con partículas de sílice (LB) mostraron bajos valores de resistencia a las fuerzas de cizalla a 60°C y mejoraron a 5°C; 3) al estudiar diferentes cementos para adherir *brackets* y tubos, cada uno de ellos mostró valores similares sin el uso de adhesivo. Cuando se aplicó un adhesivo previo al cementado, XT, W y APC mostraron valores superiores que LC. Los tubos presentaron mayores valores de resistencia a la fuerza de cizalla que los *brackets* en los cementos XT y W con o sin adhesivo y en APC con adhesivo y; 4) Evaluar el índice de adhesivo residual y fracturas producidas en la superficie del esmalte tras la remoción de tubos y *brackets*.

Las conclusiones obtenidas fueron: 1) todos los agentes cementantes empleados (composites de uso ortodóntico, composites fluidos, aditamentos con compómero incorporado y cementos de ionómero de vidrio modificado con resina) obtuvieron unos valores de resistencia al cizallamiento aceptables para su uso en el cementado de tubos y *brackets*; 2) el empleo de un sistema adhesivo no influye en la eficacia adhesiva obtenida en la interfase *bracket*-esmalte y tubo-esmalte, independientemente del cemento empleado; 3) la temperatura se considera una variable que ejerce un cambio en la eficacia adhesiva obtenida en el cementado de tubos en la que a 20°C, los valores de resistencia a la cizalla tienden a ascender hasta los 40°C que comienzan a bajar, excepto cuando se aplica adhesivo con composites cuyas partículas contienen cuarzo, que entonces continúan aumentando. Los composites sin adhesivo cuyas partículas contienen sílice, tienden a descender a partir de los 5°C; 4) los tubos muestran una mayor eficacia adhesiva que los *brackets* al cementarse sobre esmalte si se emplea un

cemento tradicional de ortodoncia o un composite fluido, así como si se cementan con aditamentos con compómero incorporado junto a un sistema adhesivo. Sin embargo, tubos y *brackets* muestran los mismos valores de resistencia a la fuerza de cizalla si se emplea un cemento de ionómero de vidrio modificado con resina o un aditamento con compómero incorporado sin sistema adhesivo previo y; 5) El descementado de tubos presenta un índice de adhesivo residual menor que el obtenido en *brackets* que aumentan el riesgo de lesiones iatrogénicas en el proceso de remoción. Para ser lo más conservador posible con el esmalte una vez quitada la aparatología, se aconseja cementar los tubos con un composite fluido que contiene partículas de zirconia con y sin adhesivo previo, mientras que para *brackets* un compómero con adhesivo. El mayor número de fracturas de esmalte tiene lugar al remover *brackets* con un composite de gran fluidez que contiene flúor y tubos con cementos que contienen sílice con y sin adhesivo así como con APC con adhesivo.

I. ÍNTRDUCCIÓN

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 simultanea 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 μm 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 μm 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) (figura 1).

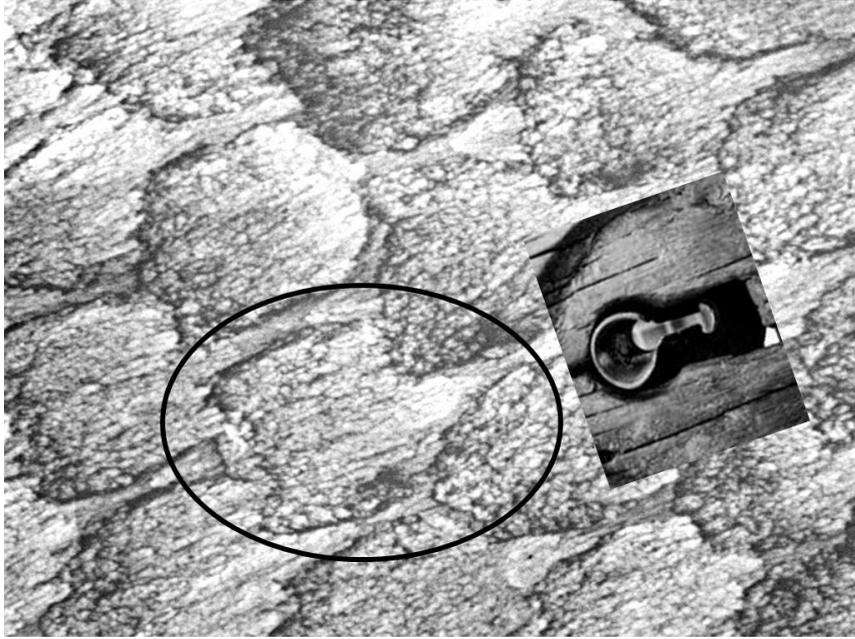


Figura 1: Microscopía electrónica de barrido del aspecto de los prismas en “ojo de cerradura” y disposición de los mismos. Corte transversal. Cedida por Toledano M.

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 μm a 100 μm . 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 μm 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 μm 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 radiopaca 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).

I.3.2 Factores que influyen sobre la adhesión

La adhesión se deja influir 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-*AII*. 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 μm , 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 (figura 2). 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.

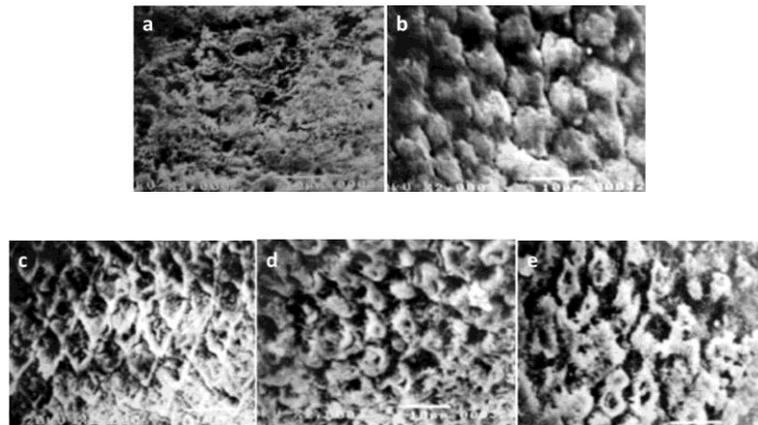


Figura 2: Tipos de grabado en esmalte dental. a) Tipo I; b) Tipo II; c) Tipo III; d) Tipo IV; e) Tipo V. Tomado de Meléndez y cols., 2002.

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 anhídrido) (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 (figura 3).

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 autograbador 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 ± 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 autograbadores 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 autograbadores 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.

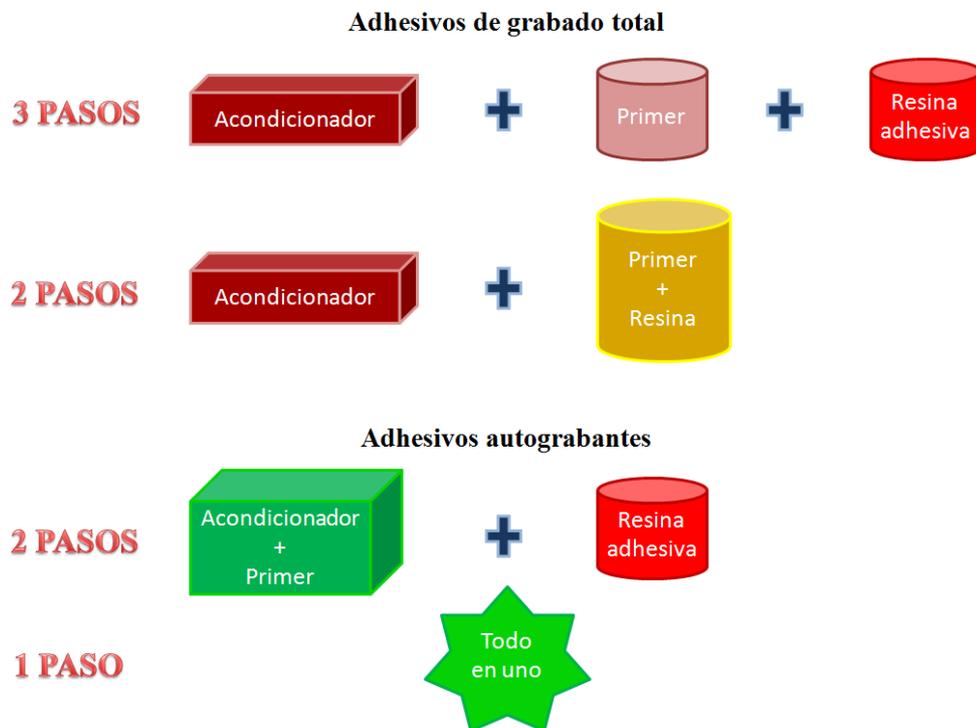


Figura 3: Evolución de los adhesivos.

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 tubos/*brackets* 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 el *bracket*. Hoy en día, el cementado de estos últimos se realiza mediante tres pasos (figura 4): 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/*bracket*. 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*/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).

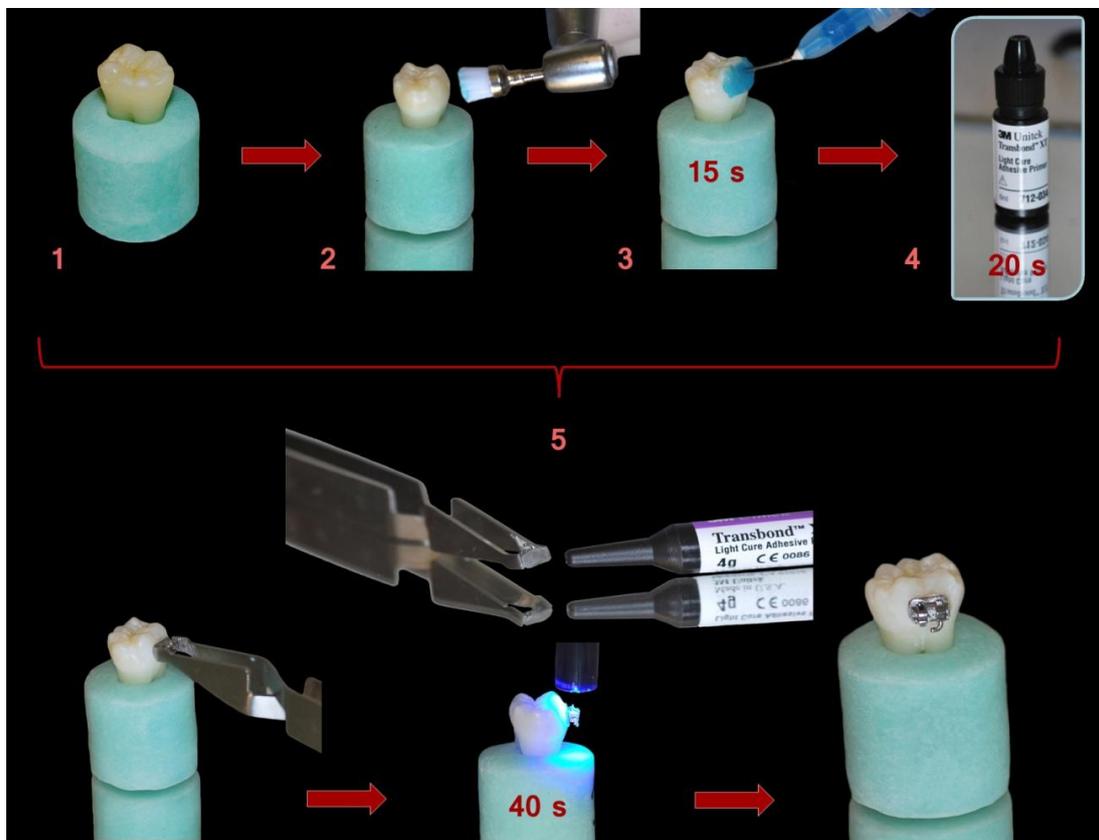


Figura 4: Esquema del cementado tradicional de tubos/*brackets* realizado actualmente: 1) se inicia el proceso sobre la superficie intacta de esmalte que es; 2) pulida con una solución acuosa de piedra pómez para eliminar la capa orgánica depositada en su superficie. Una vez realizada se aplica; 3) un acondicionador (durante 15 s.) que suele ser el ácido ortofosfórico al 37% que creará unas microporosidades donde se introducirá; 4) el sistema adhesivo aplicado (durante 20 s.) sobre la superficie desmineralizada. Por último se coloca; 5) el agente cementante sobre la superficie del tubo/*bracket* que se posicionará en el esmalte recubierto de adhesivo y se fijará previa polimerización del mismo.

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.

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; Albaladejo y cols., 2011) (Tabla 1) el empleo de composites fluidos como agentes cementantes en sustitución a los tradicionales cementos de resina. Los composites fluidos (figura 5) 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 *brackets* 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.



Figura 5: Fotografía de algunos de los composites fluidos estudiados: 1) Tetric EvoFlow; 2) Wave mv; 3) Transbond Supreme LV.

Autor y año	Título	Material y Método	Conclusiones
Albaladejo y cols., 2011	Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites	<ul style="list-style-type: none"> - 100 <i>brackets</i> metálicos. - 4 composites fluidos (Admira Flow, Tetric Flow, Filtek Supreme, Transbond Supreme). - 1 composite ortodóncico convencional (Transbond XT). - A la mitad de los especímenes se les añadió adhesivo Transbond XT. - Test de resistencia al cizallamiento (SBS). - El adhesivo residual sobre los dientes se clasificará usando el índice de restos de adhesivo (ARI). - El análisis estadístico utilizando un análisis de varianza (ANOVA) de dos vías y un test de comparaciones múltiples de Student-Newman Keuls. 	<ul style="list-style-type: none"> - Cuando se utiliza un sistema adhesivo, los 5 composites se consideran iguales. - La aplicación de adhesivo tuvo un efecto significativo en los valores SBS. - Sin adhesivo, los valores SBS disminuyeron en todos los grupos, a excepción de Transbond Supreme LV. - Todos los grupos de prueba mostraron similares modelos de fallo.
Vicente y cols., 2009	Evaluation of different flowable materials for bonding brackets.	<ul style="list-style-type: none"> - Muestra de 105 premolares humanos. - 4 grupos (Transbond XT, X-Flow, Dyract Flow, Beautifil Flow). - Test SBS. - El adhesivo remanente sobre el diente se cuantificó mediante análisis de imágenes. 	<ul style="list-style-type: none"> - No hay diferencias significativas en cuanto a SBS en los grupos evaluados. - Transbond XT deja mucho más residuo en el esmalte que cualquiera de los composites fluidos con los que se compara. - X-Flow deja menos residuos que Beautifil Flow.
Ryou y cols., 2008	Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding.	<ul style="list-style-type: none"> - 4 composites fluidos (Grandio Flow, UniFil Flow, UniFil LoFlo Plus, DenFil Flow). - 1 composite ortodóncico convencional (Transbond XT) - 1 composite restaurador (Filtek Z250). - 24 horas de almacenamiento en agua a 37° C. - Test SBS + ARI. 	<ul style="list-style-type: none"> - 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>.
D'Attilio y cols., 2005	Shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use.	<ul style="list-style-type: none"> - Muestra de 80 premolares divididos en 2 grupos iguales. - Composite control (Transbond XT) y Denfil Flow. - 72 horas de almacenamiento en agua a 37° C. - Test SBS + ARI. - Microscopía electrónica de barrido. 	<ul style="list-style-type: none"> - Denfil Flow ofrece similares valores SBS y fallos de adhesión muy parecidos a los de un composite de resina tradicional.

Tecco y cols., 2005	A new one-step dental flowable composite for orthodontic use: an in vitro bond strength study.	<ul style="list-style-type: none"> - Muestra de 80 premolares humanos divididos en 4 grupos. - Grupos: (1) Denfil Flow, (2) Composite fluido tradicional (Dyract Flow), (3) Denfil Flow con una resina líquida intermedia, y Transbond XT. - Test SBS + ARI. 	<ul style="list-style-type: none"> - 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.
Uysal y cols., 2005	Are the flowable composites suitable for orthodontic bracket bonding?	<ul style="list-style-type: none"> - Muestra de 80 premolares humanos divididos en 4 grupos. - Composites: (Transbond XT, Flows-Rite, Flow, Flow Line). - Test SBS + ARI. - El análisis estadístico utilizando un análisis de varianza (ANOVA) de dos vías y un test de comparaciones múltiples de Student-Newman Keuls. 	<ul style="list-style-type: none"> - 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.

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

I.4.3.2.2 APC Plus

En 1992 se introdujeron *brackets* que incorporaban en su base el adhesivo (APC, 3M Unitek Dental Products, Monrovia, Calif.) (Sfondrini y cols., 2002). Con su uso además de tener un grosor más uniforme de adhesivo, se reduce uno de los pasos del procedimiento de adhesión (Bishara y cols., 2002). El sistema adhesivo que cubre estos *brackets* ha ido evolucionando y mejorando en sus propiedades, recientemente se ha introducido el sistema APC Plus (3M Unitek Dental Products, Monrovia, Calif.) (figura 6). APC Plus proporciona una tolerancia a la humedad mayor que sus predecesores (APC1 y APC2) (Tabla 2) y además libera flúor debido a su composición química y contener un vidrio ionómero (Brennan y cols., 2004) (Tabla 3). Su uso en ortodoncia aporta resultados favorables en adhesión (Tabla 4).

	APC2	APC1
RESINA		
BisGMA	14%	12%
BisEMA	9%	8%
RELLENO		
Sílice, cuarzo	77%	80%
Canforoquinona	<1%	<1%
Otros	<1%	<1%

Tabla 2: Diferencias en la composición entre el *bracket* APC1 Y APC 2.

Tipo de <i>bracket</i> precubierto de adhesivo	Color	Tolerancia a la humedad	Liberación de flúor	Composición química
APC PLUS	La resina en su inicio es de color rosa brillante, para facilitar su colocación y la remoción del exceso al aplicarlo. Después de la exposición a la luz halógena (o una exposición prolongada a la ambiental) se produce el cambio de coloración hasta su transparencia.	Éste adhesivo es un compómero, una mezcla de una resina BIS-GMA convencional y un vidrio ionómero, que le otorga unas propiedades únicas. Cuando se usa conjuntamente con el producto <i>Transbond™ Plus Self Etching Primer</i> , el sistema adquiere propiedades hidrofílicas.	El adhesivo del APC PLUS, debido a su vidrio ionómero, libera Flúor.	Monómeros hidrofílicos y un oligómero ácido (un metacrilato carboxilado) el cual provee a la mezcla de una mejor tolerancia a la humedad.
APC2	La resina no cambia de color.	Es un adhesivo formado únicamente por BisGMA que no tolera la humedad.	No libera flúor al no contener vidrio ionómero.	Es completamente hidrofóbico.

Tabla 3: Diferencias entre el *bracket* APC2 y APC TM PLUS *Adhesive Coated Appliance System*.



Figura 6: Sistema APC Plus (3M Unitek Dental Products, Monrovia, Calif.)

Autor y año	Título	Material y Método	Conclusiones
Izadi y cols., 2012	A comparative investigation into relative bond strengths of Damon3, Damon3MX, and APC II brackets using different primer and adhesive combinations.	<ul style="list-style-type: none"> - Se utilizaron <i>brackets</i> con cemento incorporado (APC II) y <i>brackets</i> Damon 3 y Damon 3MX cementados con Transbond XT. - Adhesivo OrthoSolo/Grengloo o Transbond XT. - Test SBS + ARL. 	<ul style="list-style-type: none"> - No aparecieron diferencias significativas en los valores SBS al comparar Damon3MX cementado con OrthoSolo/Grengloo y Transbond XT. - Aparecen valores SBS significativamente superiores con <i>brackets</i> Damon3 cementados con OrthoSolo/Blugloo en comparación con los cementados con Transbond XT.
Vicente y cols., 2007	Shear Bond Strength of Precoated and Uncoated Brackets Using a Self-etching Primer. An In Vitro Study	<ul style="list-style-type: none"> - Se utilizaron <i>brackets</i> APC Plus y <i>brackets</i> normales cementados con Transbond XT. - Adhesivo Transbond XT. - Test SBS + ARL. - Microscopía electrónica de barrido. 	<ul style="list-style-type: none"> - No aparecieron diferencias significativas en los valores SBS al comparar ambos adhesivos. - Simplemente aparecen diferencias significativas en el adhesivo remanente sobre el diente de ambos grupos, siendo APC Plus el que menos residuos deja.
Cal-Neto y cols., 2006	Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo.	<ul style="list-style-type: none"> - Estudio <i>in vivo</i>. - Muestra: 23 pacientes, con cuatro premolares cada uno, divididos por igual en cuatro grupos diferentes. - <i>Brackets</i> APC Plus. - Tras 30 días, se extrajeron los premolares por razones ortodónticas. - Test SBS + ARL. - El análisis estadístico utilizando un análisis de varianza (ANOVA) de dos vías. 	<ul style="list-style-type: none"> - Teniendo en cuenta los valores requeridos para soportar las fuerzas normales de Ortodoncia (8-9 MPa), se podría concluir que el sistema APC Plus mostró una resistencia al cizallamiento adecuada y puede ser utilizado para el uso clínico.

Tabla 4: Tabla resumen de artículos relevantes de adhesión en Ortodoncia mediante APC Plus.

I.4.3.2.3 Cementos ionómeros de vidrio.

Los cementos de ionómero de vidrio (CIV) resultan de la combinación de una solución acuosa que contiene homopolímeros o copolímeros de ácidos polialquenoicos o policarboxílicos y de un silicato doble de aluminio y de calcio con flúor (Wilson y cols., 1972; Sidhu y cols., 2011; Moshaverinia y cols., 2012). Nacen y comienzan su desarrollo a finales de los 60 y principios de los 70 como un intento de aprovechar las propiedades del polvo de los antiguos cementos silicatos y las de los líquidos de los policarboxilatos, para mejorar el comportamiento de los cementos existentes en aquel momento (Hidalgo Arroquia y cols., 1996).

En comparación con otros materiales de restauración, los CIV presentan varias ventajas clínicas, incluyendo unión físico-química a las estructuras del diente (Glasspoole y cols., 2002), liberación de fluoruro durante un largo período de tiempo (Kent y cols., 1979; Khouw-Liu y cols., 1999) y buena biocompatibilidad (Tanumiharja y cols., 2000; Xie y cols., 2000).

Por otra parte, los CIV se consideran materiales inteligentes, auto adherentes a los tejidos duros del diente sin ningún tratamiento previo de superficie, debido a la formación de un enlace iónico entre la HAp de los tejidos duros del diente y los grupos carboxilo del ácido polialquenoico (Wilson y cols., 1972; Yoshida y cols., 2000). Sin embargo presentan algunas desventajas tales como la baja resistencia inicial y la sensibilidad a la humedad (Khouw-Liu y cols., 1999; Xie y cols., 2000; Fajen y cols., 1990; Wiltshire y cols., 1994; Itoh y cols., 1999; Chitnis y cols., 2006).

I.4.3.2.3.1 Compómeros.

La incorporación posterior (año 1988) de las resinas fotopolimerizables a estos

cementos, ha supuesto una mejora muy importante en su comportamiento, dando lugar a los compómeros, ionómeros reforzados con resina (RMGICs) o a los giómeros (Antonucci y cols., 1988, Nicholson y cols., 2008).

Entre las ventajas de los compómeros se encuentran el hecho de vencer la humedad inicial de los CVI, la sensibilidad a la deshidratación y sus bajas propiedades mecánicas (Peutzfeldt y cols., 1996; Rosenstiel y cols., 1998). En estos materiales, la adición de componentes de resina fotocurados y en algunos sistemas la incorporación de componentes de resina autocurados, ha conducido a una mayor resistencia al contacto temprano con la humedad, a la desecación y a mejores características mecánicas (Peutzfeldt y cols., 1996; McLean y cols., 1998; Rosenstiel y cols., 1998).

A su vez, se han considerado un adhesivo alternativo en el cementado directo de tubos/*brackets* (Millett y cols., 1999) (Tabla 5) obteniendo buenos resultados de adhesión en los estudios realizados (Millett y cols., 1999; Toledano y cols., 2003). El uso de estos cementos para la unión directa de los aditamentos ortodónticos se ha propuesto debido a su capacidad de adherirse a aleaciones de metal (White y cols., 1986; Toledano y cols., 2003). Una característica importante sería su capacidad de liberación de flúor durante meses (Cook y cols., 1990; Toledano y cols., 2003), actuar como un depósito para estos iones de flúor (Forsten y cols., 1977; Toledano y cols., 2003), reducir el riesgo potencial de descalcificación del esmalte (Trimpeneers y cols., 1996; Toledano y cols., 2003), el rápido endurecimiento por luz visible, y las propiedades mecánicas y físicas mejoradas (Toledano y cols., 2003).

Autor y año	Título	Material y Método	Conclusiones
Iijima y cols., 2003	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.	<ul style="list-style-type: none"> - Agentes cementantes: Super-Bond, Transbond Plus y Fuji Ortho LC - 6 meses de almacenamiento en agua destilada. - Test SBS + ARI. 	<ul style="list-style-type: none"> - Super-Bond and Super-Bond/F3 showed significantly greater SBS than Fuji Ortho FC. Super-Bond/F3 y Fuji Ortho LC mostraron mayor liberación de flúor en comparación con los otros materiales. - Las reducciones en la dureza y el módulo de elasticidad de Super-Bond/F3 y Fuji Ortho LC fueron inferiores a las de los demás materiales. - Super-Bond y Super-Bond/F3 mostraron valores SBS significativamente superiores que Fuji Ortho FC.
Toledano y cols., 2003	Bond strength of orthodontic brackets using different light and self-curing cements.	<ul style="list-style-type: none"> - Muestra de 50 piezas. - Agentes cementantes: System One, Light Bond, Vivaglass Cem, Fuji Ortho LC previo grabado con ácido ortofosfórico, Fuji Ortho LC sin grabar. - 24 horas de almacenamiento en agua a 37° C. - Test SBS + ARI. - Análisis estadístico mediante Chi-Cuadrado. - Microscopía electrónica de barrido. 	<ul style="list-style-type: none"> - System One alcanzó los valores SBS más altos. - Light Bond y Fuji Ortho LC, cuando se utiliza una técnica de grabado ácido, alcanza unos valores de fuerza adhesiva exitosos para su uso en clínica. Fuji Ortho LC y Vivaglass Cem dejan una superficie de esmalte casi limpia después del descementado de <i>brackets</i>.
Meehan y cols., 1999	A comparison of the shear bond strengths of two glass ionomer cements.	<ul style="list-style-type: none"> - 200 <i>brackets</i> metálicos de premolares. - Agentes cementantes: Fuji Ortho LC y Ultra Band Lok. - 30 días de almacenamiento en agua destilada a 37° C. - Termociclado + Test SBS. 	<ul style="list-style-type: none"> - Clínicamente, los ionómeros de vidrio utilizados en un campo seco pueden ser beneficiosos para la adhesión en Ortodoncia. - Los sistemas ionómeros de vidrio modificados con resina utilizados en un ambiente húmedo necesitan un acondicionador de esmalte.
Millett y cols., 1999	Laboratory evaluation of a compomer and a resin-modified glass ionomer cement for orthodontic bonding.	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Brackets</i> metálicos. - Agentes cementantes: Compómero de vidrio, ionómero de vidrio modificado con resina. - Test SBS + ARI. 	<ul style="list-style-type: none"> - Los compómeros de vidrio y los ionómeros de vidrio modificados con resina, se presentan como una buena alternativa a los cementos de resina habituales en el cementado de <i>brackets</i>.
Lippitz Millett y cols., 1998	In vitro study of 24-hour and 30-day shear bond strengths of three resin-glass ionomer cements used to bond orthodontic brackets.	<ul style="list-style-type: none"> - 100 <i>brackets</i> metálicos de premolares. - Agentes cementantes: Cementos vidrio ionómeros. - Almacenamiento en saliva artificial a 37° C. - Test SBS + ARI. 	<ul style="list-style-type: none"> - Los cementos ionómeros de vidrio testados, alcanzan unos valores de adhesión adecuados para su uso en el cementado de <i>brackets</i>.

Tabla 5: Tabla resumen de artículos relevantes de adhesión en Ortodoncia mediante cementos ionómeros de vidrio y compómeros de vidrio.

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 *brackets*

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

- Despegado frecuente de los *brackets*, sobre todo los de tipo estético, en la interfase esmalte-resina o resina-*bracket*, 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.

I.5.1.2 Cementado de bandas/tubos

La adhesión de aditamentos ortodónticos a molares ha sufrido cambios a lo largo del tiempo en beneficio de los ortodoncistas (Zachrisson y cols., 1977; Mizrahi y cols., 1983; Millett y cols., 1999; Millett y cols., 2001). La colocación de tubos en vez

de bandas como se ha realizado tradicionalmente muestra un menor acúmulo de placa bacteriana, la inflamación gingival disminuye y la retracción gingival en los espacios interproximales desaparece durante el tratamiento ortodóncico (Gorelick y cols., 1979; Boyd y cols., 1992). Otras ventajas que presentan los tubos frente a las bandas es el descenso en el índice de caries en estas piezas, al igual que los espacios residuales interproximales que resultan al descementar las bandas (Viwattanatipa y cols., 2008), siendo también menor el “tiempo de sillón” (Retief y cols., 1975).

Los tubos pueden cementarse en lugares donde las bandas presentan un serio problema o físicamente son imposibles de cementar. Un tubo ortodóncico debe ser capaz de resistir tensiones, tracciones, cizalla, torque y todo tipo de fuerzas funcionales si queremos que permanezca unido al diente durante el tratamiento ortodóncico (Maijer y cols., 1981).

1.5.2 Adhesión al metal

Los tubos/*brackets* 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/bracket metálico

La base del *bracket* 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/*brackets* 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).

I.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. Hasta hoy, no se ha encontrado literatura referente a estudios que comparen las resistencias de unión entre *brackets* y tubos utilizando diferentes agentes cementantes con fines ortodónticos.

I.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/bracket

Uno de los problemas que con más frecuencia debe abordar un clínico en Ortodoncia es el fallo en la adhesión de un *tubo/bracket*. 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 *brackets* 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 *bracket*. Ambos parecen tener una tasa similar de fracaso en la adhesión (Thiyagarajah y cols., 2006).

El fallo en la adhesión de un *tubo/bracket* a lo largo del tratamiento ortodóntico supone un cierto retraso en la evolución del mismo, ya que implica una nueva recolocación del *tubo/bracket* 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/bracket*. 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/brackets*, 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/brackets* con un estereomicroscopio y a un aumento estandarizado de 10x (Bishara y cols., 1998; Cal-Neto y cols., 2006; Viwattanatipa y cols., 2008; Albaladejo y cols., 2011; Lobato y cols., 2012).

Posteriormente, los especímenes de interés relevante para el estudio de la adhesión, se observarán en un MEB con la intención de observar las alteraciones morfológicas producidas en el substrato del esmalte durante el proceso de adhesión que ha llevado consigo un acondicionamiento previo del substrato y una imprimación con monómeros de resina del mismo. Para ello los especímenes se disecarán durante 48h, se metalizarán con oro en una metalizadora y se observarán en un MEB con una aceleración de voltaje de 20 kV y se trabajará a una distancia de 13-14 mm. Se tomarán fotografías con un aumento

estandarizado de todas las muestras (D'Attilio y cols., 2005; Viwattanatipa y cols., 2008; Albaladejo y cols., 2011; Lobato y cols., 2012).

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 que veremos en la figura adjunta: 0 (figura 7.1), no queda ningún resto de resina en el diente; 1 (figura 7.2), queda menos del 50 %; 2 (figura 7.3), más del 50 %; y 3 (figura 7.4), queda todo el adhesivo.

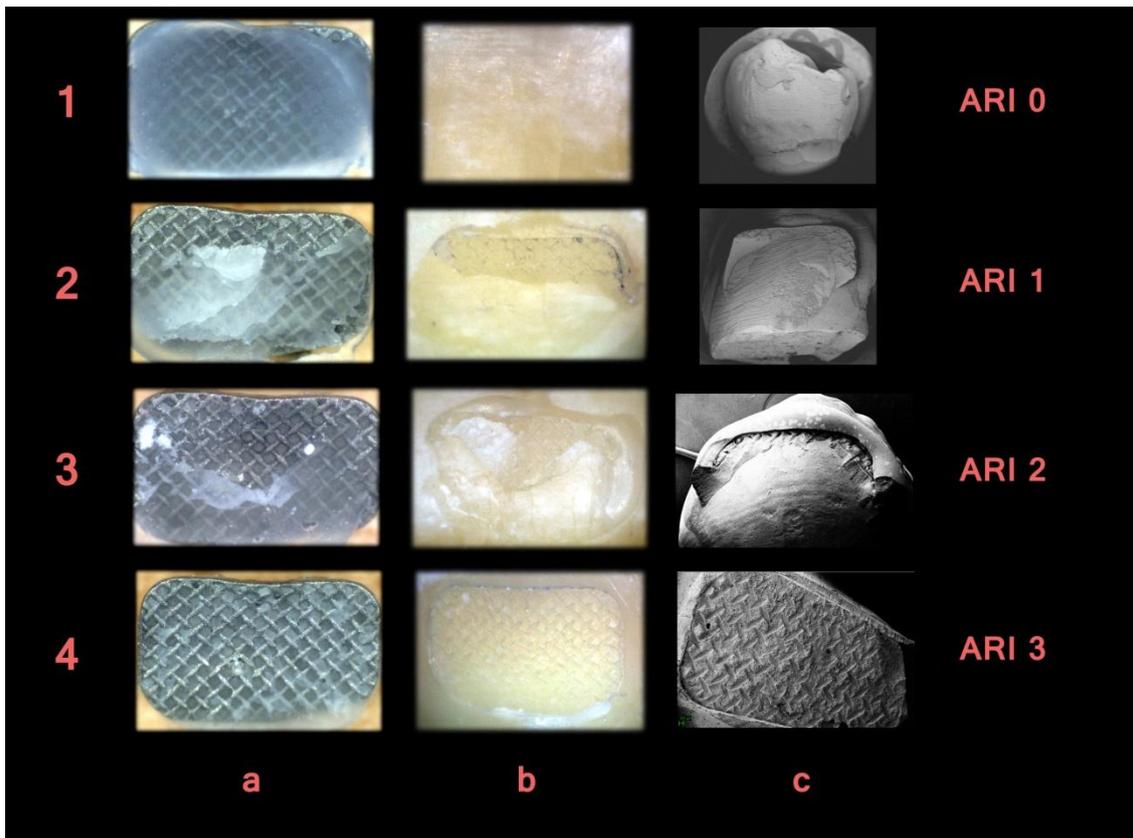


Figura 7: Representación del adhesivo remanente con respecto a la cantidad del material de resina que queda aparentemente en el diente: 1) Imagen ARI 0 de la superficie del aditamento ortodóncico tomada mediante un estereomicroscopio (a), imagen de la superficie del diente tomada mediante un estereomicroscopio (b), imagen de la superficie del diente a través de MEB a 10X aumentos (c); 2) imagen ARI 1 de la superficie del aditamento ortodóncico tomada mediante un estereomicroscopio (a), imagen de la superficie del diente tomada mediante un estereomicroscopio (b), imagen de la superficie del diente a través de MEB a 16X aumentos (c); imagen ARI 2 de la superficie del aditamento ortodóncico tomada mediante un estereomicroscopio (a), imagen de la superficie del diente tomada mediante un estereomicroscopio (b), imagen de la superficie del diente a través de MEB a 20X aumentos (c) y; imagen ARI 3 de la superficie del aditamento ortodóncico tomada mediante un estereomicroscopio (a), imagen de la superficie del diente tomada mediante un estereomicroscopio (b), imagen de la superficie del diente a través de MEB a 50X aumentos (c).

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/*bracket* 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/*bracket*. 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.

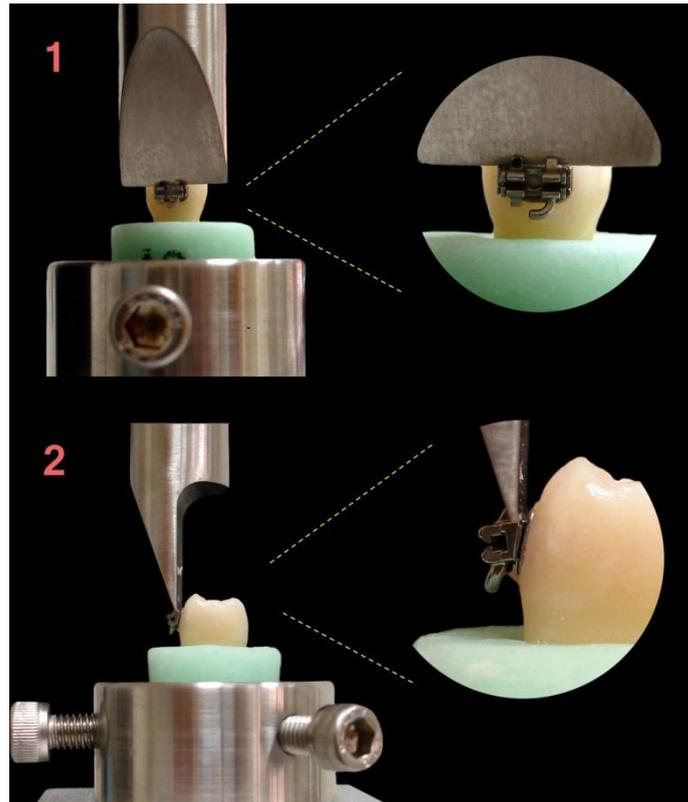


Figura 8: Esquema de la posición del punzón en la muestra: 1) visión frontal; y 2) visión lateral. El filo del punzón se situará dirigido a la interfaz superficie del *bracket* - agente cementante, ejerciendo una fuerza paralela a una interfaz plana en la dirección oclusal-apical, simulando así las fuerzas ortodónticas.

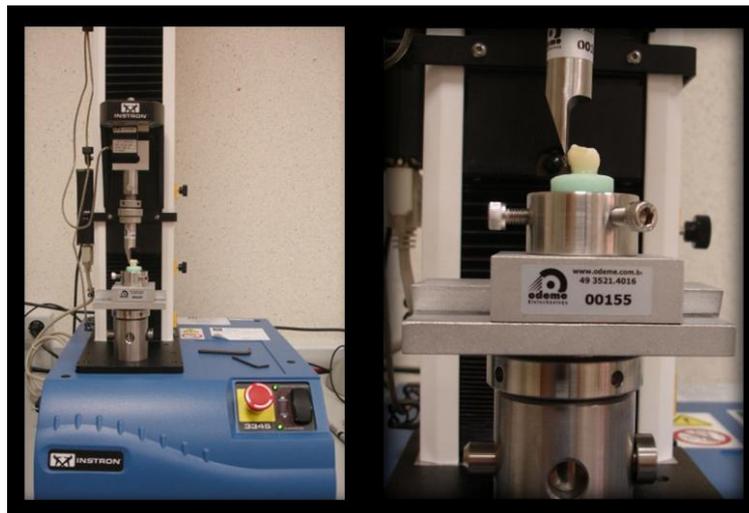


Figura 9: Máquina de ensayo Universal (INSTRON).

II. OBJETIVOS Y JUSTIFICACIÓN

La innovación y mejora de los biomateriales para adherir diferentes aditamentos ortodónticos al esmalte necesita una mayor investigación con la intención de buscar un sistema de cementado que: 1) muestre una elevada eficacia adhesiva con el esmalte para mantener los aditamentos a lo largo del tratamiento con aparatología fija; 2) simplifique la técnica con un menor número de pasos para disminuir tiempo y costes y; 3) sea lo más conservador posible con el esmalte una vez removida la aparatología fija. Los tubos y *brackets* son los aditamentos ortodónticos más empleados rutinariamente en los tratamientos. Ambos presentan una base con área y forma distinta además de sufrir fuerzas oclusales diferentes, por lo que se debe estudiar el efecto que tienen los nuevos biomateriales en la eficacia adhesiva de ambos aditamentos ortodónticos, al igual que la temperatura que deben tener en el momento de la cementación para conseguir una óptima adhesión tubo/*bracket*-esmalte.

Por lo tanto los objetivos principales de este trabajo de investigación *in vitro* fueron:

1. Determinar la influencia de diferentes agentes cementantes (composites de uso ortodóntico, composites fluidos, aditamentos con compómero incorporado y cementos de vidrio ionómero modificado con resina) en los valores de resistencia al cizallamiento en el cementado de *brackets* y tubos.
2. Estudiar la influencia del empleo de un sistema adhesivo en la eficacia adhesiva del cementado de *brackets* y tubos sobre esmalte acondicionado con ácido ortofosfórico usando diferentes agentes cementantes.
3. Averiguar el efecto de los cambios de temperatura en los agentes cementantes previa a su uso en la eficacia adhesiva de la interfase tubo-esmalte.

4. Investigar las diferentes fuerzas de resistencia al cizallamiento que muestran los tubos con respecto a los *brackets* al cementarlos sobre esmalte acondicionado con ácido ortofosfórico.
5. Evaluar el índice de adhesivo residual y fracturas producidas en la superficie del esmalte tras la remoción de tubos y *brackets*.

III. PUBLICACIONES ORIGINALES

III.1 Lobato M; Montero J; Ceballos L; Oyagüe RC; Fuentes MV; Sánchez JM; Albaladejo A. Effect of adhesive application on the shear bond strength of flowable composite resins and APC Plus to orthodontic molar tubes. J Adhes Sci Technol. 2012; 27: 811-9.

Effect of adhesive application on the shear bond strength of flowable composite resins and APC plus to orthodontic molar tubes

Maria Lobato^{a*}, Javier Montero^a, Laura Ceballos^b, Raquel Oyagüe^c, Victoria Fuentes^b, José Miguel Sánchez^a and Alberto Albaladejo^a

^aDepartment of Surgery, Faculty of Medicine, University of Salamanca (USAL), Salamanca, Spain;

^bDepartment of Stomatology, Human Anatomy and Embryology, Health Sciences Faculty, Rey Juan Carlos University, Alcorcón, Madrid, Spain; ^cDepartment of Bucofacial Prosthesis, Faculty of Dentistry, University Complutense of Madrid (UCM), Pza. Ramón y Cajal, s/n, 28040, Madrid, Spain

(Received 15 June 2012; final version received 15 June 2012; accepted 19 August 2012)

Objectives: To evaluate the effect of adhesive application on the shear bond strength (SBS) of orthodontic tubes to acid-etched human enamel when using different flowable composite resins and the APC Plus system (APC). **Study design:** One hundred metal tubes were bonded to human third molars, which were randomly divided into five groups: Tetric Evo-Flow (TF); Wave mv Flow (W); Transbond Supreme LV (S); Transbond XT (XT); and APC. For each experimental group, half of the specimens were bonded in combination with Transbond XT adhesive. After 72 h, an SBS test was performed using a universal testing machine. Two-way analysis of variance (ANOVA) was run for multiple comparison tests and for comparing the mean SBS among the 10 subgroups to evaluate the effect of both the composite and the adhesive factors. Then, a Student-Newman-Keuls test was used for pairwise comparisons using the highest mean SBS group as reference. Adhesive Remnant Index scores were determined for the teeth after failure and compared by χ^2 -test. Two representative molar surfaces from the 10 subgroups were assessed under scanning electron microscope. **Results:** The application of adhesive did not have a significant effect, but there was a marked tendency toward the influence of the factor composite on SBS. The mean SBS of tubes bonded with XT with adhesive was significantly higher than that of those bonded with APC with adhesive, TF with and without adhesive, and S with adhesive. **Conclusion:** Flowable composites and the APC system without intermediate bonding resin could be conveniently applied for orthodontic tube bonding.

Keywords: flowable composite; APC plus; shear bond strength; adhesive; molar tube

Introduction

Bonding orthodontic brackets to etched teeth using adhesives and resin composites has been introduced in contemporary orthodontic practice as a standardized procedure [1,2].

Currently, flowable composites are applied for orthodontic use [3–7]. These composites show two desirable clinical handling characteristics: (1) nonstickiness and (2) fluid injectability [6]. These characteristics are associated with the low viscosity of this type of composite resin. Flowable composites were created by retaining the same small particle sizes of traditional hybrid composites while reducing the filler content and allowing the increased resin to reduce the viscosity of the mixture [6].

*Corresponding author. Email: marialobatocarrenho@hotmail.com

Bonding orthodontic tubes on molar teeth has been an improvement for orthodontists' practice because the tubes produce less gingival inflammation and less plaque accumulation during orthodontic treatment than bands [8,9].

The properties of precoated brackets and tubes with composite resins have improved in recent years [10]. Precoated tubes are those including cement, which provides a more uniform adhesive thickness and a reduction in the number of bonding procedures [11]. The introduction of the APC Plus system (APC) (3 M Unitek Dental Products) allowed for greater tolerance to humidity than its predecessors had [10,11].

When bonding an orthodontic tube, the bond strength should be adequate to withstand the chewing forces of mastication and stresses exerted by the archwires. Thus, if flowable composites and the APC could guarantee clinically acceptable bond strength for acid-etched enamel, they would provide an important savings in chair-side time by reducing the number of intermediate steps in tube-bonding procedures. Along with the clinical use of flowable composites and the APC, several studies have been published regarding their use for orthodontic bracket bonding [3–6,15]. However, no previous research had focused on the bond strength of flowable composites and the APC Plus when used for bonding orthodontic tubes to human enamel with and without the application of an intermediate adhesive agent.

There are likely to be differences between the adhesive effectiveness obtained with brackets and tested with tubes due to: (1) the bonding surface of the tubes being greater than the surface of the brackets and (2) anatomy of the buccal surfaces of premolars being very irregular, making the bracket-enamel adhesion not have a proper adaptation in many cases, which influence the SBS obtained [14]. Therefore, this study aimed to evaluate the effect of applying an adhesive to acid-etched human enamel prior to different flowable composite resins and the APC, on the SBS and Adhesive Remnant Index (ARI) score assessment of orthodontic tubes.

The null hypothesis to be tested is that neither the application of adhesive nor the resin cement selection modifies the SBS of molar tubes to human enamel.

Materials and methods

Experimental design

A total of 100 sound-extracted human third molars were collected and stored in a 0.5 mg/L (ppm) chloramine-T solution for a maximum of six months after extraction. The molars were mounted in a self-cured acrylic block. The buccal crown surface of each molar was polished with fluoride-free pumice slurry for 15 s, and then rinsed and dried.

Four different flowable resins and the APC were selected for the study, namely Group 1 Tetric EvoFlow (TF): TF (Ivoclar-Vivadent; Schaan, Liechtenstein); Group 2 (W): Wave mv (SDI; Cologne, Germany); Group 3 (S): Transbond Supreme LV (3 M ESPE; St. Paul, MN, US); Group 4 (XT): Transbond XT (3 M ESPE); and Group 5 (APC): APC (3 M ESPE). The application mode and chemical composition of the investigated materials are reported in Figure 1.

Eighty stainless steel Smart Clip metal molar tubes with a micro-etched base (3 M Unitek; Monrovia, CA, USA) and 20 precoated tubes with the same base as the rest of the tubes used in the study (APC, 3 M Unitek) were chosen to bond the molar buccal surfaces.

The enamel of the bonding surfaces was etched with 37% phosphoric acid gel (Etch-37, Bisco, Schaumburg, IL, USA) for 30 s, rinsed for 15 s, and dried with oil-free and moisture-free air for 20 s until the enamel showed a faintly white appearance. For each experimental group, half of the specimens ($n=10$) were bonded with Transbond XT primer (3 M ESPE) prior to cementation (Subgroup 1), while the other half were directly bonded to the acid-etched enamel surfaces with the resin composites tested (Subgroup 2), these being considered as the intra-group controls.

Restorative material	Manufacturer	Composition	Mode/Application steps
Transbond XT	3M Unitek, Monrovia, CA, USA.	Primer: Bis-GMA, TEGDMA. Adhesive: Silane-treated quartz, Bis-GMA, dichlorodimethylsilane reaction product with silica.	Primer: Air dry tooth thoroughly. Place small amount of Transbond XT primer in well. Apply thin uniform coat of primer on each tooth surface to be bonded. Adhesive: Apply a small bead of Transbond XT in the transfer tray. Seat the tray holding firmly in place. Cure the mesial and occlusal sides of each tube for 10 seconds. Scale the excess resin from around the tubes.
Transbond Supreme LV	3M Unitek, Monrovia, CA, USA.	Combination of silica and zirconia Nanofillers, GlassFiller, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Apply a small bead of Transbond Supreme LV in the transfer tray. Seat the tray holding firmly in place. Cure the mesial and occlusal sides of each tube for 10 seconds. Scale the excess resin from around the tubes.
Tetric EvoFlow	Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Barium glass, ytterbium trifluoride, Ba-Al-fluorosilicate glass, highly dispersed silicon dioxide, spheroid mixed oxide, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Apply a small bead of Tetric EvoFlow in the transfer tray. Seat the tray holding firmly in place. Cure the mesial and occlusal sides of each tube for 20 seconds. Scale the excess resin from around the tubes.
Wave mv	Southern Dental Industries (SDI), Cologne, Germany	Dimethacrylate resin, camphorquinone, tetramethyl aniline, BHT, inorganic filler (silica/glass powder)	Apply a small bead of Wave mv in the transfer tray. Seat the tray holding firmly in place. Cure the mesial and occlusal sides of each tube for 10 seconds. Scale the excess resin from around the tubes.
APC Plus Adhesive	3M Unitek, Monrovia, CA, USA.	Fluoride release, carboxylated methacrylate, fluoroaluminosilicate, Bis-GMA.	Select the adhesive coated appliance and peel back the tab lid of the individual appliance blister. Lightly place appliance onto tooth surface, adjust to final position and then press firmly. Remove excess adhesive around appliance base. Cure the mesial and occlusal sides of each tube for 10 seconds.

Figure 1. Chemical composition and application mode of the composite systems tested in the study.

The composites were applied to the tube base. The specimens were mounted vertically on the test machine and placed with the beveled end of the metal rod in the area between the base and the fins of the tube, exerting a force parallel to a flat interface in the direction occlusal-apical. Then, they were light-cured for 40 s (20 s each from occlusal and gingival aspects of the bonded molar tube). The bonding adhesive was light-cured with a curing light (XL300; 3M/Unitek Dental Products; Monrovia, CA, US). All the materials were handled following the manufacturers' recommendations.

The tube teeth were immersed in sealed containers of deionized water and placed in an incubator at 37 °C for 72 h.

SBS test

The specimens were secured in a jig attached to the base plate of a universal testing machine (Instron Corp; Canton, MA, US). A chisel-edge plunger was mounted in the movable cross-head of the testing machine and positioned so that the leading edge was aimed at the enamel–composite interface before being brought into contact. A crosshead speed of 0.5 mm/min was used.

We calculated the area of the tube base (15 mm²) using an image analysis equipment (Sony DXC-151-ap video camera, connected to an Olympus SZ11 microscope) and the software MIP-4 (Micom Image Processing Software, Digital Image Systems, Barcelona, Spain).

Adhesive remnant index

After debonding, each specimen was examined under a stereoscopic zoom microscope (SMZ800, Nikon Corporation; Tokyo, Japan) to identify the location of the bond failure. The residual composite remaining on the molar surface was assessed using the ARI [13].

Statistical analysis

Descriptive statistics including means (MPa) and standard deviations (SD) were used to describe the central tendency of the SBS data. A one-way analysis of variance (ANOVA) test was used for comparing the mean SBS among the 10 subgroups and among the five subgroups of composites, performing then a *post hoc* Bonferroni test for assessing significant differences between two subgroups. Moreover, a Student-Newman-Keuls test was used for pairwise comparisons using the highest mean SBS group as reference. The ARI was analyzed using the χ^2 -test. Significance for all statistical tests was predetermined at $p < 0.05$. All the statistical analyses were conducted using the SPSS 15.0 package for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, US).

Scanning electron microscopy analysis

Two representative molar surfaces from the 10 experimental subgroups were selected and studied by scanning electron microscopy (SEM) (DSM 940, Zeiss; Oberkochen, Germany).

Results

Shear bond strengths

Results from the ANOVA tests depicted in Table 1 showed that there were not significant differences among the 10 subgroups ($p = 0.17$), although the subgroup ‘Transbond XT with adhesive’ obtained the highest mean SBS value (17.6 ± 3.1) and the subgroup ‘TetricEvoFlow with adhesive’ obtained the lowest SBS mean value (12.6 ± 2.1). Moreover, comparisons between the five subgroups of composite, after *post hoc* Bonferroni tests showed that SBS in Transbond XT composite subgroup (16.5 ± 4.9) is significantly higher ($p < 0.05$) than that found in Tetric EvoFlow subgroup (12.6 ± 2.0). Using the values of the subgroup XT with adhesive as reference for pairwise comparisons with Student’s *t*-test, we obtained that the mean SBS of tubes bonded with ‘Transbond XT with adhesive’ was significantly higher than in those bonded with ‘APC with adhesive’ ($p = 0.046$), ‘Transbond Supreme LV with adhesive’ ($p = 0.002$), and than those obtained with ‘TetricEvoFlow’ with and without adhesive ($p = 0.001$). The effect of adding adhesive per se was not significant among the subgroups of composites ($p = 0.418$), but it seems that the adhesive only increases the SBS mean values in

Table 1. Descriptive statistics of SBS (MPa) within subgroups tested by one-way ANOVA tests and Student t-test using XT with adhesive as reference group.

Bonding agent	Mean MPa (SD)	Inter-groups comparisons
Transbond XT with adhesive**	17.57 (3.11)	One-way ANOVA: Comparisons between the 10 subgroups: F = 1.479; d.f = 9; p = 0.17.
Transbond Supreme LV with adhesive**	13.31 (1.62)	
Wave mv Flow with adhesive	16.29 (3.77)	
APC Plus with adhesive*	14.41 (3.31)	
TetricEvoFlow with adhesive**	12.58 (2.07)	One-way ANOVA: Comparisons between the 5 composite groups: F = 2.347; d.f = 4; p = 0.06.
Transbond XT without adhesive	15.26 (6.57)	
Transbond Supreme LV without adhesive	15.38 (4.88)	
Wave mv Flow without adhesive	14.02 (4.55)	
APC Plus without adhesive	13.74 (7.04)	
TetricEvoFlow without adhesive**	12.68 (2.04)	

**Significant at $p < 0.01$ using at reference the Transbond XT with adhesive for pairwise t-tests.

*Significant at $p < 0.05$ using at reference the Transbond XT with adhesive for pairwise t-tests.

'Transbond XT' subgroup, lowering or maintaining these values in the rest of composite subgroups.

Adhesive remnant index

The adhesive residuals left on the enamel surfaces were evaluated by ARI scores, and the results are presented in Table 2. The χ^2 -test indicated that significant differences ($\chi^2 = 22.193$, $p < 0.001$) were observed between groups for the distribution of the 0–1 and 1–2 ARI scores. A further two-by-two cross-tabulation analysis found significant differences between 'Transbond XT' and 'TetricEvoFlow' ($p < 0.001$), 'Transbond XT' and 'Wave mv Flow' ($p < 0.01$), 'TetricEvoFlow' and 'Transbond Supreme LV' ($p < 0.001$); 'TetricEvoFlow' and 'APC Plus' ($p < 0.05$), and between 'Wave mv Flow' and 'Transbond Supreme LV' ($p < 0.05$).

The greatest frequency was observed at ARI scores of 1 and 2 (42.2% and 28.8%, respectively), mainly within the Transbond XT and Transbond Supreme subgroups. None of the 10 subgroups displayed enamel fractures on debonding.

Scanning electron microscopy

Representative SEM micrographs of debonded enamel surfaces after SBS testing are reported in Figures 2–5.

Figure 2 shows the representative SEM images of the enamel surfaces after shear bond testing. The specimen was bonded with XT with adhesive. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1). XT displayed a clear enamel surface (Figure 2(A)). There is a thin line of composite above the adhesive (Figure 2(B) and (C)).

Figure 3 shows the representative SEM images of the enamel surfaces after shear bond testing. The specimen was bonded with TF with adhesive. More than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 2) (Figure 3(A)). TF showed a significant number of bubbles (top of the Figure 4(A)) and pores (bottom of Figure 4(B)) (labeled in white).

Figure 4 shows the representative SEM images of the enamel surfaces after shear bond testing. The specimen was bonded with S without adhesive. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1) (Figure 4(A)). S showed transverse cracks (Figure 4(B)) and bubbles (Figure 4(C)) across the interface in the residual composite (labeled in white).

Table 2. ARI scores registered on the enamel surface after debonding composite groups ($n=100$).

ARI	Composite					% of specimens within each ARI scores
	Transbond XT, (%)	Transbond Supreme, (%)	Wave mv Flow, (%)	APC Plus, (%)	Tetric EvoFlow, (%)	
0	5	29	5	18	0	11.1
1	78	47	28	41	20	42.2
2	17	18	39	12	55	28.8
3	0	6	28	29	25	17.7
Two-by-Two analysis	Significant Intergroups comparisons ^A					χ^2 ; p-value
						$\chi^2 = 15.20$; $p < 0.001$
						$\chi^2 = 9.26$; $p < 0.01$
						$\chi^2 = 11.80$; $p < 0.001$
						$\chi^2 = 5.89$; $p < 0.05$
						$\chi^2 = 6.56$; $p < 0.05$
All subgroups						$\chi^2 = 22.193$ $p < 0.001$

Note: ^ASignificant comparisons of the distribution of the 0-1 and 1-2 ARI scores between subgroups with blank cells. 0: no adhesive remains on the tooth surface; 1: less than half the adhesive remains on the tooth surface; 2: more than half the adhesive remains on the tooth surface; 3: the entire adhesive remains on the tooth surface.

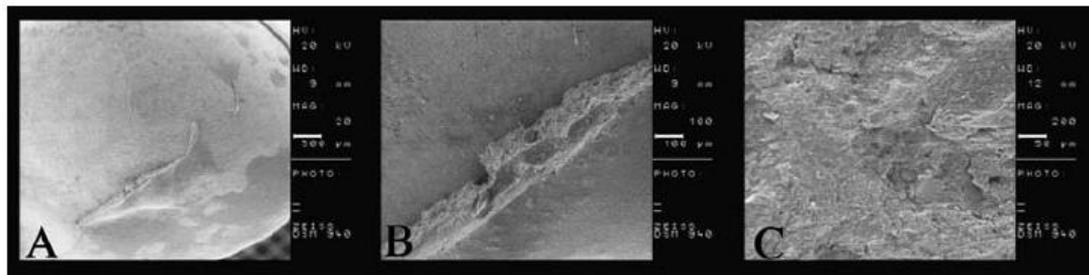


Figure 2. Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a specimen bonded with Transbond XT with adhesive at 20 kV.

Notes: (A) 20, (B) 100, and (C) 200 times magnification. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1).

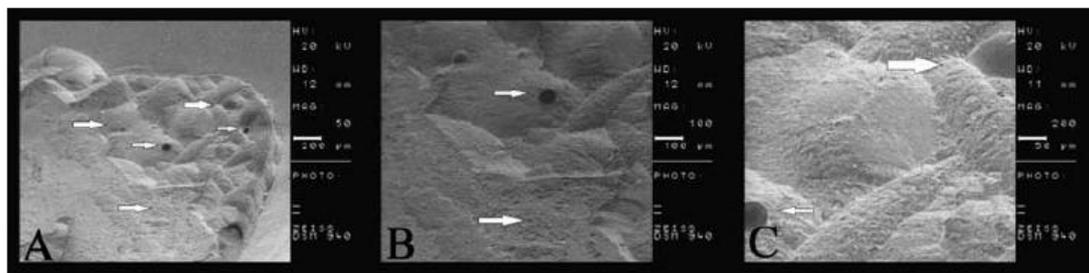


Figure 3. Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a specimen bonded with TF with adhesive at 20 kV.

Notes: (A) 50, (B) 100, and (C) 200 times magnification. More than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 2). TF showed numerous voids/bubbles and pores (labeled in white).

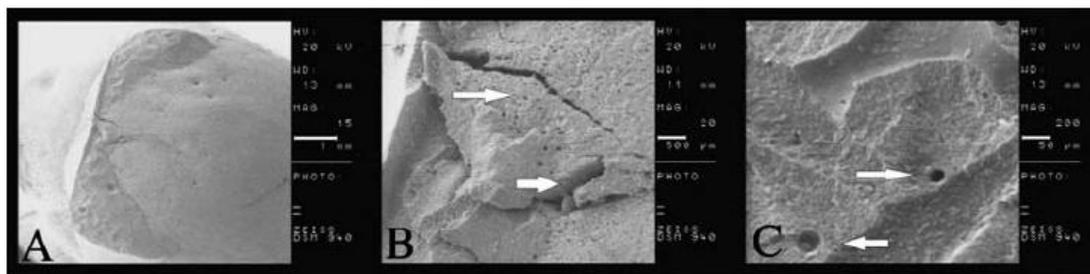


Figure 4. Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a specimen bonded with Transbond Supreme LV without adhesive at 20 kV.

Notes: (A) 15, (B) 100, and (C) 200 Times magnification. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1). Transbond Supreme LV showed voids/bubbles (C) and transverse cracks (B) across the interface in the residual composite (labeled in white).

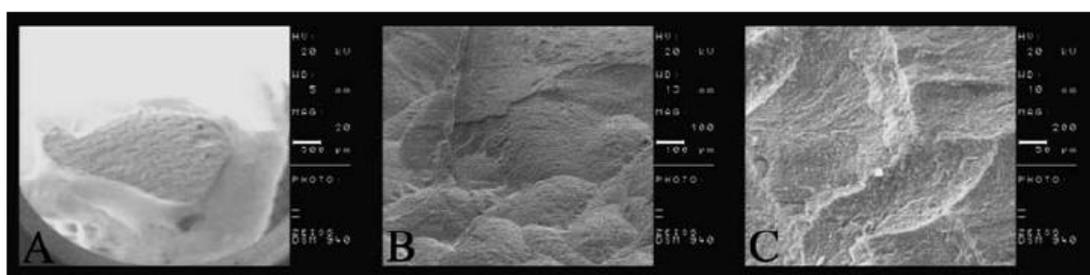


Figure 5. Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a specimen bonded with Wave Flow mv without adhesive at 20 kV.

Notes: (A) 20, (B) 100, and (C) 200 times magnification. A complete detachment of the composite cement from the adhesive layer was detected. The adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 2).

Figure 5 shows the representative SEM images of the enamel surfaces after shear bond testing. The specimen was bonded with specimen bonded with W without adhesive. Most of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 2) (Figure 5(A)). W displayed well-defined resin penetration into the areas of base tubes where the mark of the tube was observed in the surface composite (Figure 5(A)–(C)).

Discussion

Nowadays, one of the main objectives of research into bonding procedures is to seek ways of reducing chair-side time. (2) In order to achieve this, we evaluated these procedures introducing alternative products such as flowable composites and precoated tubes.

The results of the current experiment support the null hypothesis, considering that neither the application of adhesive nor the resin cement selection modifies the SBS of molar tubes to human enamel (see results from ANOVA in Table 1). Nevertheless, a clear tendency was found of the effect of the composite subgroup, rather than of the effect of adding the adhesive. Thus, the resin cement could be the main factor underlying the significant differences found among some experimental subgroups (Table 1), being the Transbond XT – the subgroup with the highest SBS values on average. Under the tested experimental conditions, the application of adhesive did not affect consistently, the SBS regardless of the composite

resin system used for bonding. Based on our results (Table 1), the effect of adding adhesive on SBS is to some extent uncertain in terms of magnitude and direction, although in the majority of the composite subgroups this application lowers or maintains the SBS obtained, except for the Transbond XT subgroup. However, several studies on brackets have demonstrated higher SBS when using an intermediate adhesive [2,5,6]. Tubes have a larger surface area. Hence, flowable resins can flow easily onto a tube base and into an etched tooth structure, enhancing the potential of mechanical retention, so the permeability of the demineralized enamel microporosity adhesive and composite fluid is similar [14].

W, with and without adhesive, showed similar values as XT (developed for orthodontic use) with adhesive, which showed a smooth surface that helps in obtaining a proper adhesion (Figure 2(C)), given that the presence of voids/bubbles and the development of gaps along the composite make it prone to hydrolytic dissolution, which could negatively affect the SBS. The mean SBS of XT was greater than that observed in some previous studies [3,4]. This may be due to the presence of other variables that can influence the SBS, such as the retention of the tube base and the enamel pretreatment [3,4]. On the other hand, W is more fluid than TF and S that have fluoride in its composition [15]. Flowable resins can flow easily onto a tube base and into an etched tooth structure, and thus an enhanced level of mechanical retention of W is expected when compared with the other two flowable composites [15,16], as W displayed a well-defined resin penetration into the demineralized enamel and showed high 'humectancy' with all of the adhesive remaining on the enamel surface after debonding of the tube (Figure 5(A)–(C)).

The SBS mean values of TF with and without adhesive were significantly lower than those of XT with adhesive. Flexural strength is very important for resin composites, because it is one measure of the ability of materials to resist fracture [16]. XT has a higher mean value for flexural strength and modulus of elasticity than TF [16], which could explain the differences. In addition, in a SEM image of debonded enamel surfaces after SBS test with TF, (Figure 3(A)) a considerable number of voids/bubbles and pores were observed.

S with adhesive showed lower SBS than XT with adhesive and S without adhesive that preformed similarly. S contains a dimethacrylate polymer that modifies the rheology of the material and provides handling characteristics allowing the material to flow under pressure yet hold its shape after placement until light-cured [17]. However, the chemical forces between adhesive bonding and resin bonding are weak [18]. In addition to the SEM image, voids/bubbles and transverse cracks across the interface in the residual composite were observed, resulting in lower SBS values (Figure 4(B) and (C)).

SBS mean values of tubes bonded with APC with adhesive were significantly lower than for those bonded with XT with adhesive. These results are in agreement with previous studies where a precoated composite was used with an intermediate adhesive [11,19].

The ARI [13] data registered in Table 2 show that scores of 1 or 2 were predominant (42.2 and 28.8%, respectively). The clinical acceptability of the flowable composites tested in the present study for direct chair-side bonding of metallic orthodontic tubes appeared to be adequate under their current flow characteristics. Therefore, it has been proven that the composite penetrated sufficiently into the retentive pores on the enamel surface. Many SBS studies reported that metal tubes failed predominantly at the tube-adhesive interface [20]. Our results are in disagreement with these studies because it is shown that the failure occurred predominantly at the enamel-adhesive interface, possibly a different tube base may adhere better.

Minimum bond strength of 5.9–7.8MPa has been suggested as adequate for most clinical orthodontic needs [21]. On that basis, all tubes bonded with flowable composites and APC may be recommended for clinical use.

Conclusion

Under the tested experimental conditions, flowable composites and the APC may be recommended to bond orthodontic tubes, and intermediate bonding adhesive is unnecessary.

References

- [1] Park SB, Son WS, Ko CC, García-Godoy F, Park MG, Kim HI, Kwon YH. Influence of flowable resins on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Dental Materials Journal*. 2009;28:730–4.
- [2] Vicente A, Bravo LA. Evaluation of different flowable materials for bonding brackets. *American Journal of Dentistry*. 2009;22:111–4.
- [3] Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras AH. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Orthodontist*. 1999;69:525–34.
- [4] Meehan PM, Foley TF, Mamandras AH. A comparison of the shear bond strengths of two glass ionomer cements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1999;115:125–32.
- [5] 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 Orthodontist*. 2005;75:410–5.
- [6] 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 Orthodontist*. 2005;75:672–7.
- [7] Ryou DB, Park HS, Kim KH, Kwon TY. Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding. *Angle Orthodontist*. 2008;78:1105–9.
- [8] Viwattanatipa N, Prasertsangwal J, Juntavee N. Weibull analysis of shear/peel bond strength of orthodontic buccal tubes bonded to five resin composites. *Orthodontic Waves*. 2008;67:100–27.
- [9] Banks P, Macfarlane TV. Bonded versus banded first molar attachments: a randomized controlled clinical trial. *Journal of Orthodontics*. 2007;34:128–36.
- [10] Cal-Neto JP, Miguel JA, Zanella E. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets *in vivo*. *Angle Orthodontist*. 2006;76:127–31.
- [11] Sfondrini MF, Cacciafesta V, Klersy C. Halogen versus high-intensity light-curing of uncoated and pre-coated brackets: a shear bond strength study. *Journal of Orthodontics*. 2002;29:45–50.
- [12] Albaladejo A., Montero J. Gómez de Diego R, López-Valverde A. Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *Angle Orthodontist*. 2010;81(4):716–20.
- [13] Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid etch enamel pretreatment. *American Journal of Orthodontics*. 1984;85:333–40.
- [14] Frankenberger R, Lopes M, Perdigão J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dental Materials*. 2002;18:227–38.
- [15] Rohani R, Nicholson JW. The interaction of polyacid-modified composite resins (‘compomers’) with aqueous fluoride solutions. *Journal of Applied Oral Science*. 2009;17:216–9.
- [16] Attar N, Tam L, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *Journal of the Canadian Dental Association*. 2003;69:516–21.
- [17] Cinader DK, Darell SJ. Transbond™ supreme LV low viscosity light cure adhesive: suitable for indirect bonding. *Orthodontic Perspectives*. 2009;16:24–6.
- [18] Miguez PA, Pereira PN, Foxton RM, Walter R, Nunes MF, Swift EJ, Jr. Effects of flowable resin on bond strength and gap formation in class I restorations. *Dental Materials*. 2004;20:839–45.
- [19] Sunna S, Rock WP. An *ex-vivo* investigation into the bond strength of orthodontic brackets and adhesive systems. *British Journal of Orthodontics*. 1999;26:47–50.
- [20] Ostertag AJ, Dhuru VB, Ferguson DJ, Meyer RA. Shear, torsional, and tensile bond strengths of ceramic brackets using three adhesive filler concentrations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;100:251–8.
- [21] Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *British Journal of Orthodontics*. 1975;2:171–8.

III.1.1 Abstract en español

**Lobato M; Montero J; Ceballos L; Oyagüe RC; Fuentes MV; Sánchez JM;
Albaladejo A.**

Effect of adhesive application on the shear bond strength of flowable composite resins and APC Plus to orthodontic molar tubes. J Adhes Sci Technol.

2012; 27: 811-9.

Objetivos: evaluar el efecto de la aplicación de adhesivo sobre los valores de resistencia al cizallamiento de tubos ortodónticos adheridos a esmalte humano grabado con ácido cuando se utilizan diferentes composites fluidos y el sistema APC Plus.

Material y Métodos: Cien tubos metálicos se cementaron en terceros molares humanos divididos aleatoriamente en 5 grupos idénticos: Tetric EvoFlow (TF); Wave mv Flow (W); Transbond Supreme LV (S); Transbond XT (XT) y el sistema APC Plus (APC). Para cada grupo experimental, la mitad de la muestra se cementa en combinación del adhesivo Transbond XT. Tras 72 horas, se lleva a cabo el test de resistencia al cizallamiento utilizando una máquina de ensayo universal. El análisis estadístico se realizó mediante ANOVA de dos vías con pruebas de comparación múltiple y para la comparación de las medias de los valores de resistencia al cizallamiento entre los 10 subgrupos con el fin de evaluar el efecto tanto del agente cementante como los factores de adhesión. A continuación, se llevó a cabo un test de Student-Newman-Keuls para las comparaciones por pares utilizando la media más alta del grupo de valores de resistencia al cizallamiento como referencia. Se determinó el índice de adhesivo remanente para los dientes después del fallo producido en el ensayo. Dos superficies

dentales representativas de cada subgrupo se evaluaron bajo microscopía electrónica de barrido.

Resultados: La aplicación de adhesivo no tuvo un efecto significativo, pero había una marcada tendencia en la influencia del factor composite en los valores de resistencia al cizallamiento. Los valores de resistencia al cizallamiento de tubos unidos con XT con adhesivo fue significativamente más alta que de los de APC con adhesivo, TF con y sin adhesivo y S con adhesivo.

Conclusiones: Los composites fluidos y el sistema APC Plus sin adhesivo intermedio podrían aplicarse convenientemente para la unión del tubo en Ortodoncia.

Palabras clave: **Flowable composite; APC Plus; Shear bond strength; Adhesive; Molar Tube.**

III.2 Lobato M, Montero J, Fuentes MV, Albaladejo A. Effect of adhesive application on the shear bond strength of refrigerated and pre-heated of different composite resins to orthodontic molar tubes. J Adhes Sci Technol. 2013; 27: 2251-64.

Effect of adhesive application on the shear bond strength of refrigerated and pre-heated of different composite resins to orthodontic molar tubes

María Lobato^{a*}, Javier Montero^a, M. Victoria Fuentes^b and Alberto Albaladejo^a

^aFaculty of Medicine, Department of Surgery, University of Salamanca (USAL), Prolongación Avda. Universidad de Coimbra S/N, Salamanca 37007, Spain; ^bHealth Sciences Faculty, Department of Stomatology, Human Anatomy and Embryology, Rey Juan Carlos University, Alcorcón, Madrid, Spain

(Received 27 September 2012; final version received 3 December 2012; accepted 25 January 2013)

Objective: To evaluate the effect of adhesive application on the shear bond strength (SBS) of orthodontic tubes to acid-etched human enamel using different temperatures and orthodontic composite resins. **Methods:** One hundred and twenty metal tubes were bonded to human third molars, which were randomly divided into three groups depending on the composite used: Transbond XT (XT); Transbond Supreme LV (LV); and Light Bond (LB). Each group was divided into four subgroups depending on the temperature (5°, 20°, 40°, and 60°) applied to the composite before cementing. For each experimental subgroup, half the specimens were bonded in combination with XT Primer. After 72 h, a SBS test was performed using a universal testing machine. Statistical analysis was performed using ANOVA, *post hoc* intergroup comparisons, chi-square test, and linear regression. Two representative molar surfaces from each subgroup were assessed under Scanning electron microscope. **Results:** The composite type only influenced XT regarding LB. The use of adhesive does not affect the SBS values of any composite. The flowable composites with adhesive containing zirconia (LV) as a filler showed lower SBS when cooled to 5 °C and when increases the temperature from 40 °C. Whether adhesive was used or not, composites with silica as filler (LB) showed lower SBS at 60 °C and increased to 5 °C. **Conclusions:** For all composites, from 20 °C, SBS values tend to increased and started to decline at 40°C except when adhesive is applied to the quartz-filled composite, which continues to increase, and the silica-filled composite without adhesive, which tend to decreases from 5 °C.

Keywords: pre-heated composite; refrigerated composite; shear bond strength; adhesive; molar tube

1. Introduction

Bonding orthodontic tubes on molar teeth has been an improvement for orthodontic practice [1,2] because the tubes produce less gingival inflammation [2] and less plaque accumulation during orthodontic treatment than bands.[1,2] Other benefits include no residual interproximal spaces after removing bands, easier caries check-up, and reduced chair-side time.[2]

Since the advent of bonding brackets,[3] bonding orthodontic brackets to etched premolars using adhesives and resin composites has been introduced in contemporary orthodontic practice as a standard procedure [4] because these resin adhesives offer reduced contamination risk, faster and comfortable fixation of brackets, and bondable buccal tubes.[5,6]

*Corresponding author. Email: marialobatocarrenho@hotmail.com

We are now beginning to employ flowable composites as cementing agents on tubes and brackets [7,8] in orthodontics. We must take into account that the hardness of composite resin materials is influenced by several factors, including organic matrix composition, type of filler particles, and degree of conversion,[7] that could influence on effectiveness on the bonding of tubes and brackets.

Clinicians who are dedicated to orthodontics always had doubts about the effectiveness of adhesion that composite cements could have on orthodontic attachments bonding. Do they bond well if applied at low temperature after removal from the refrigerator where they usually are kept, pre-heated, which occurs naturally in the room where the patient is because of weather conditions (30–40 °C), or by performing it artificially with machines designed to be used in cabinets such as the CalSet syringe tray (AdDent Inc., Danbury, Connecticut, EE. UU.) or EASE-IT composite softener (Ronvig Dental, Daugaard, Denmark).

With regard to the cooling of the composites, some studies found no adverse effects of refrigerated materials used in restorative dentistry,[9] while others found that this probably the worst possible course of action.[10] On the contrary, warming composites to body temperature or somewhat higher immediately before use has been shown to improve composite properties and reduce curing time.[9,11,12] Warming composites has also been shown to reduce the film thickness of some conventional materials,[13,14] which increases ease of manipulation. Therefore, there is diversity of opinion. We must take into account that the studies are quite old and materials have been improved over time; furthermore, these materials are commonly used in general dentistry and not in orthodontics. In addition, we should note there is no research related to temperature changes applied to orthodontic composite resins used for bonding tubes. This makes it necessary to conduct a study on the subject, because this situation occurs frequently in clinical practice.

Therefore, this study aimed to evaluate the effect of adhesive application on the shear bond strength (SBS) of orthodontic tubes to acid-etched human enamel when used at different temperatures (refrigerated to 5 °C, room temperature at 20 °C, and heated to 40 and 60 °C), and orthodontic composite resins. The study also evaluates the adhesive remnant index (ARI) score assessment of orthodontic tubes.

The null hypothesis is that neither the application of adhesive nor temperature selection modifies the SBS of molar tubes to human enamel.

2. Materials and methods

2.1. Preparation of specimens

One hundred and twenty sound-extracted human third molars were collected and stored in a 0.5 chloramine T solution for a maximum of 6 months after extraction. Exclusion criteria included previously restored molars and molars with enamel defects or cracking and delamination of the enamel.

Three different orthodontic use resins were selected for the study: (1) two composites Transbond XT[®] (3M Unitek; St. Paul, MN, US – XT) and Light Bond[®] (Reliance Orthodontic Products, Itasca, IL, USA – LB); and a flowable resin: Transbond Supreme LV[®] (3M Unitek; St. Paul, MN, US – LV). One hundred and twenty stainless steel Smart Clip metal molar tubes with a microetched base (3M Unitek; Monrovia, CA, US) were chosen to bond the molar buccal surfaces.

The molars were mounted in a self-cured acrylic block. The buccal crown surface of each molar was polished with fluoride-free pumice slurry for 15 s and then rinsed and dried.

The enamel of all bonding surfaces was etched with 37% phosphoric acid gel (Etch-37, Bisco, Schaumburg, IL, US) for 30 s, rinsed for 15 s, and dried with oil-free and moisture-free air for 20 s until the enamel showed a faintly white appearance.

The cementation composites were employed at 4 different temperatures after being refrigerating in a refrigerator (FFJ1520, Fagor; Guipúzcoa Spain) or pre-heated in a dry oven (Gallenkamp Hotbox; Sanyo Gallenkamp PLC, Loughborough, UK) for 15 min before exposure: (1) 5 °C (refrigeration temperature); (2) 20 °C (room temperature control); (3) 40 °C; and (4) 60 °C. The composite temperature was verified by means of a thermometer with a probe (Taylor 9810-18 Hand-Held Digital Thermometer w/Probe, Corsica, San Diego, CA, US), and these resins were immediately injected into the mesh tubes to prevent heat loss. The oven was used according to the manufacturer's instructions.

For each experimental group, half the specimens were bonded with Transbond XT primer[®] (3M Unitek) prior to cementation, while the others were directly bonded to the acid-etched enamel surfaces with the resin composites.

All molar tubes were bonded by the same operator. The tube was positioned on the molar and pressed firmly with a Hollenback carver to expel excess adhesive. Each tube was subjected to a 300 g compressive force using a force gauge (Correx Co; Berne, Switzerland) for 10 s, after which excess bonding resin was removed using a sharp scaler. Then, the composite was light-cured for 40 s (20 s each from occlusal and gingival aspect of the bonded molar tube). The bonding adhesive was light-cured with a curing light (XL300; 3M/Unitek Dental Products; Monrovia, CA, US) with a light intensity of 1000 mW/cm² measured with a built-in radiometer that was calibrated every 10 min to ensure consistent light intensity.

The tube molar was immersed in sealed containers of deionized water and placed in an incubator at 37 °C for 72 h to allow adequate water absorption and equilibration before the SBS test was performed.

2.2. SBS test

The specimens were secured in a jig attached to the base plate of a universal testing machine (Instron Corp; Canton, MA, US). A chisel-edge plunger was mounted in the movable cross-head of the testing machine and positioned such that the leading edge was aimed at the enamel-composite interface before it was brought into contact exerting a force parallel to a flat interface in the direction occlusal-apical. This force attempts to imitate the force that makes the orthodontic arch during treatment. A crosshead speed of 0.5 mm/min was used. The force required to dislodge the brackets was measured in kilonewtons, and the SBS (1 MPa = 1 N/mm²) was calculated by dividing the force values by the bracket base area.

We calculated the area of each tube having an approximate value of 15 mm². Each tube was measured, and the mathematical formula for calculating the area was equal to its length multiplied by its width, with the lowest value being 14.8 mm² and the highest 15.4 mm². We used an image analysis equipment (Sony DXC-151-ap video camera, connected to an Olympus SZ11 microscope) and the software MIP-4 (Micom Image Processing Software. Digital Image Systems, Barcelona, Spain), and we estimated an average of the samples.

2.3. Failure mode analysis

After debonding, each specimen was examined under a stereoscopic zoom microscope (SMZ800, Nikon Corporation; Tokyo, Japan), to identify the location of the bond failure. The residual composite remaining on the molar surface was assessed using the ARI,[15] whereby each specimen was scored according to the amount of material remaining on the enamel

surface as follows: 0=no adhesive remaining; 1=less than 50% of the adhesive remaining; 2=more than 50% of the adhesive remaining; and 3=all adhesive remaining with a distinct impression of the tube base.

2.4. Scanning electron microscope (SEM) analysis

A representative molar surface from the 24 experimental subgroups was selected and examined under a SEM. The specimens were stored for 2 days in absolute alcohol, air-dried for 2 h, mounted on SEM stubs enabling the inspection of the relevant area of interest, sputter-coated with 10 nm of platinum in a Polaron E5100 SEM coating unit (Polaron Equipment Ltd.; Hertfordshire, England, UK) and finally examined under SEM (DSM 940, Zeiss; Oberkochen, Germany).

Specific surface areas were considered, focusing with different magnifications (from $10\times$ to $1000\times$) at an accelerating voltage of 20 kV to identify possible differences among the experimental groups with respect to the surface topography of the tubes.

2.5. Statistical analysis

To assess the influence of temperature, the presence/absence of adhesive, and the type of composite, we performed a backward stepwise multiple linear regression analysis, the SBS being the dependent variable. The predictive variable named 'composite' was divided into two dummy variables using the Transbond XT as reference (i.e., Z1=XT against LV; Z2=XT against LB). We used the determination coefficient (R^2) as the indicator of the model fit. All analyses were performed with SPSS v.18 (Statistica Package for Social Sciences, Chicago Il), considering a p -value lower than 0.05 an indicator of statistically significant differences, and a p -value lower than 0.10 an indicator of trends toward statistic significance.

The influence of temperature or the subgroup of composite and adhesive (24 subgroups) in adhesion (SBS) has been evaluated using the analysis of variance (ANOVA) *post hoc* intergroup comparisons made by the Bonferroni method to detect significant differences.

The failure rate distribution by ARI classification method was used chi-square test to compare within each composite specimen the difference between those with and without adhesive.

The distribution of enamel fractures was performed using chi-square comparisons. The relative risk was calculated by comparing the fractures in the LB group against the rest.

3. Results

3.1. Shear bond strengths

Performing a multiple linear regression (Figure 1) to see which prediction variables (adhesive, composite, and temperature) significantly influence adhesion (SBS), we determined that the only influence was the type of composite LB when compared to XT ($R^2=0.07$; $F=8641$, $p<0.01$), this model being superficial of low prediction. The temperature variable is the least predictive. Although temperature and adhesive do not significantly influence the adhesion forces, we see in Figure 1 that XT adhesive shows an increase in SBS values as the temperature increases, achieving its maximum values at 60 °C. The same composite without adhesive reached its maximum SBS value at temperatures close of 40 °C and decreased considerably (but not statistically significant) at higher temperatures (near 60 °C). LV without adhesive achieves its highest values at 5 °C by cooling prior to cementation and heating to 40 °C,

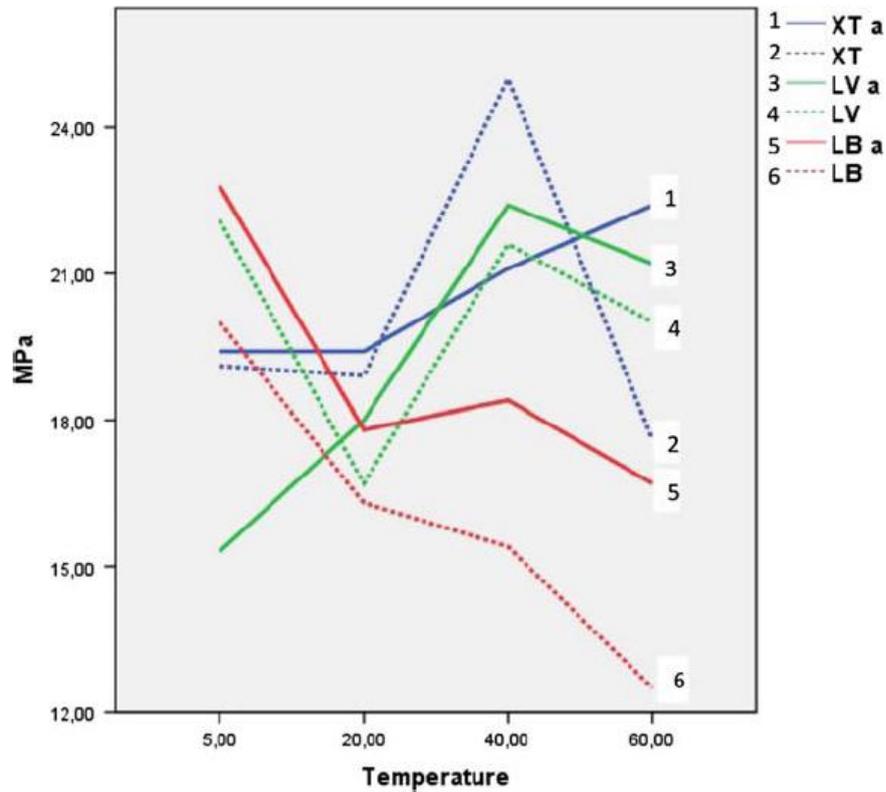


Figure 1. Graphic representation of SBS values of composites studied at different temperatures.

with adhesive reaches its highest values at temperatures between 40 and 60 °C. LB, however, shows a similar behavior with or without adhesive, always getting higher values in the group with adhesive. This composite reaches its highest SBS values when cooled to temperatures near 5 °C.

The influence of temperature or the subgroup of composite and adhesive on adhesion have been evaluated using the analysis of variance (ANOVA) *post hoc* intergroup comparisons made by the Bonferroni method to detect significant differences (Table 1). We determined that XT without adhesive at 40 °C was higher than LB without adhesive at 40 °C ($p=0.03$); XT with adhesive at 60 °C was higher than LB without adhesive at 60 °C ($p=0.005$); and LV with adhesive at 60 °C was higher than LB without adhesive at 60 °C ($p=0.005$). There were also significant differences in LV with adhesive at 40 and 60 °C that were greater than 5 °C ($p=0.04$). LB without adhesive at 5 °C was higher than at 60 °C ($p=0.05$). There are no significant differences at 0.05, but there is a trend to statistical significance ($p<0.10$) between LV without adhesive and non-adhesive LB at 5 °C, taking LV a greater trend toward significance ($p=0.09$) and between LB without adhesive at 5 and 60 °C and taking with 5 °C a greater trend toward significance ($p=0.08$) (Table 1).

3.2. Adhesive remnant index

The adhesive residuals left on the enamel surfaces were evaluated by ARI scores, and the results are presented in Table 2. Analyzing the data obtained by ARI, we find no significant differences between using or not using adhesive and the distribution of ARI when we grouped high temperatures (40 and 60 °C) or low temperatures (5 and 20 °C) and failures in 0–1 and 2–3.

Table 1. Descriptive statistics of SBS (MPa) of the 24 subgroups.

Composite mean MPa (SD) Temperature (°C)	Transbond XT quartz (77%)		Transbond Supreme LV zirconia (65%)		LB silica (26%) and sodium fluoride	
	With adhesive	Without adhesive	With adhesive	Without adhesive	With adhesive	Without adhesive
5 ($F=2.21$; $p=0.09$)	19.4±3.4	19.1±4.6	15.3±3.7 a Z	22.1±4.5	22.8±3.1 a z	20.0±4.3 Z
20 ($F=0.52$; $p=0.76$)	19.4±2.5	18.9±4.4	18.0±3.6	16.7±4.4	17.8±3.7	16.3±3.4
40 ($F=3.13$; $p=0.03$)	21.1±3.4	25.0±4.1 A	22.4±5.5 Z	21.6±3.4	18.4±1.5	15.4±2.2 A
60 + ($F=4.47$; $p=0.005$)	22.4±2.4 A	17.6±4.9	21.2±1.5 B Z	20.0±5.5	16.7±4.3 z	12.5±2.2 A B Z
	($F=1.26$; $p=0.32$)	($F=2.68$; $p=0.08$)	($F=3.44$; $p=0.04$)	($F=1.45$; $p=0.27$)	($F=2.68$; $p=0.08$)	($F=3.17$; $p=0.05$)

a: Means trend towards significance of at least $p < 0.10$ when we compare rows by ANOVA.

A, B: Statistical significance ($p < 0.05$) between identified subgroups, comparing rows by ANOVA with *post hoc* Bonferroni tests.

Z: Statistical significance ($p < 0.05$) between identified subgroups, comparing columns by ANOVA with *post hoc* Bonferroni tests.

z: Means trend toward significance of at least $p < 0.10$ when we compare columns by ANOVA.

Table 2. ARI scores registered on the enamel surface after debonding composite groups.

ARI	Composite												% of specimens within each ARI scores	
	Transbond XT (%)				Transbond supreme LV (%)				LB (%)					
	With adhesive		Without adhesive		With adhesive		Without adhesive		With adhesive		*Without adhesive			
LT	HT	LT	HT	LT	HT	LT	HT	LT	HT	LT	HT	LT	HT	
0-1	80	80	70	70	90	70	100	80	60	60	50	80	75	73
2-3	20	20	30	30	10	30	0	20	40	40	50	20	25	26
	Chi Square = 0; $p = 1.0$		Chi Square = 0; $p = 1.0$		Chi Square = 0; $p = 1.0$		Chi Square = 2.22; $p = 0.14$		Chi Square = 0; $p = 1.0$		Chi Square = 1.978; $p = 0.16$		Chi Square = 0.43; $p = 0.835$	

Notes: LH: Low temperatures (5 and 20 °C).

HT: High temperatures (40 and 60 °C).

*The 6 unique cases of fracture of enamel that occurred in the study (5% of the sample), which is significantly higher than in the other groups ($p < 0.01$) when compared using chi-square. The enamel fracture risk is 2.5-4.4 times higher in the LB group than in the rest.

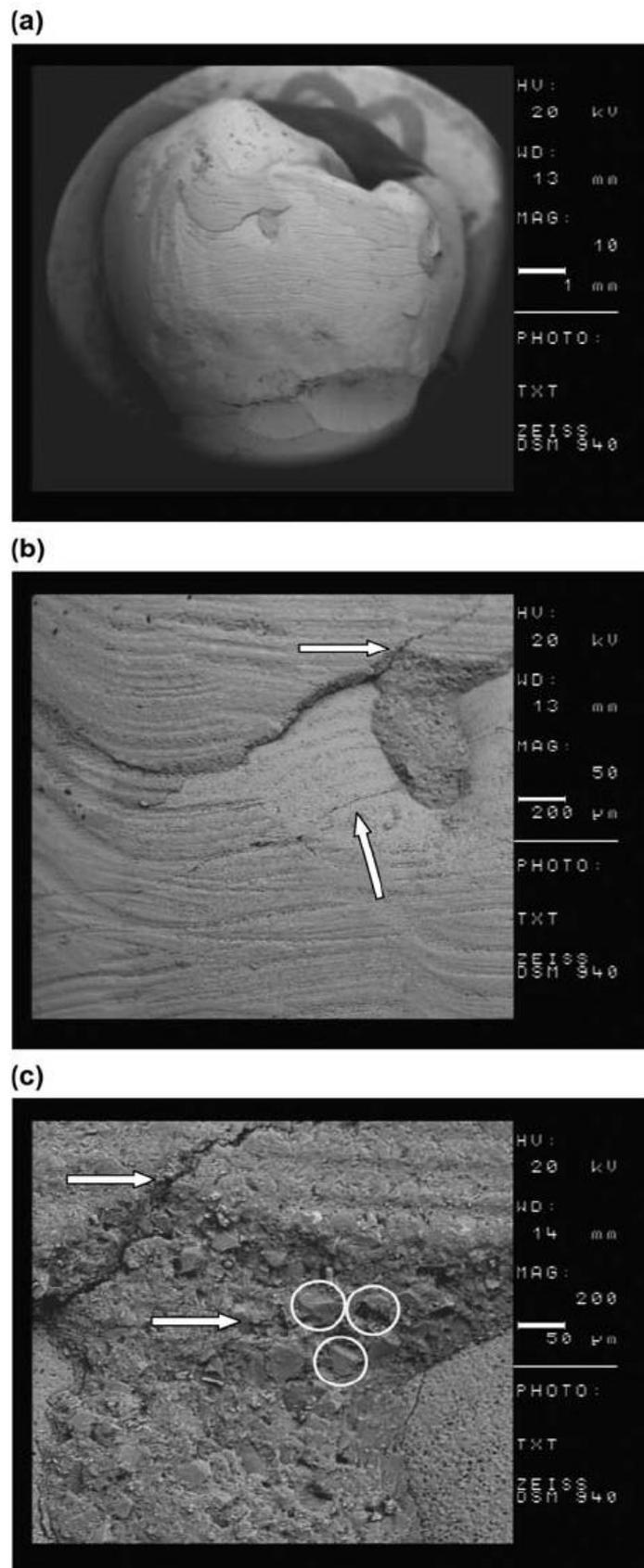


Figure 2. Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a specimen bonded with XT at 60 °C with adhesive at 20 kV: (a) 10×, (b) 50× and (c) 200× magnification. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1). XT showed transverse cracks (c) across the interface in the residual composite (labeled in white).

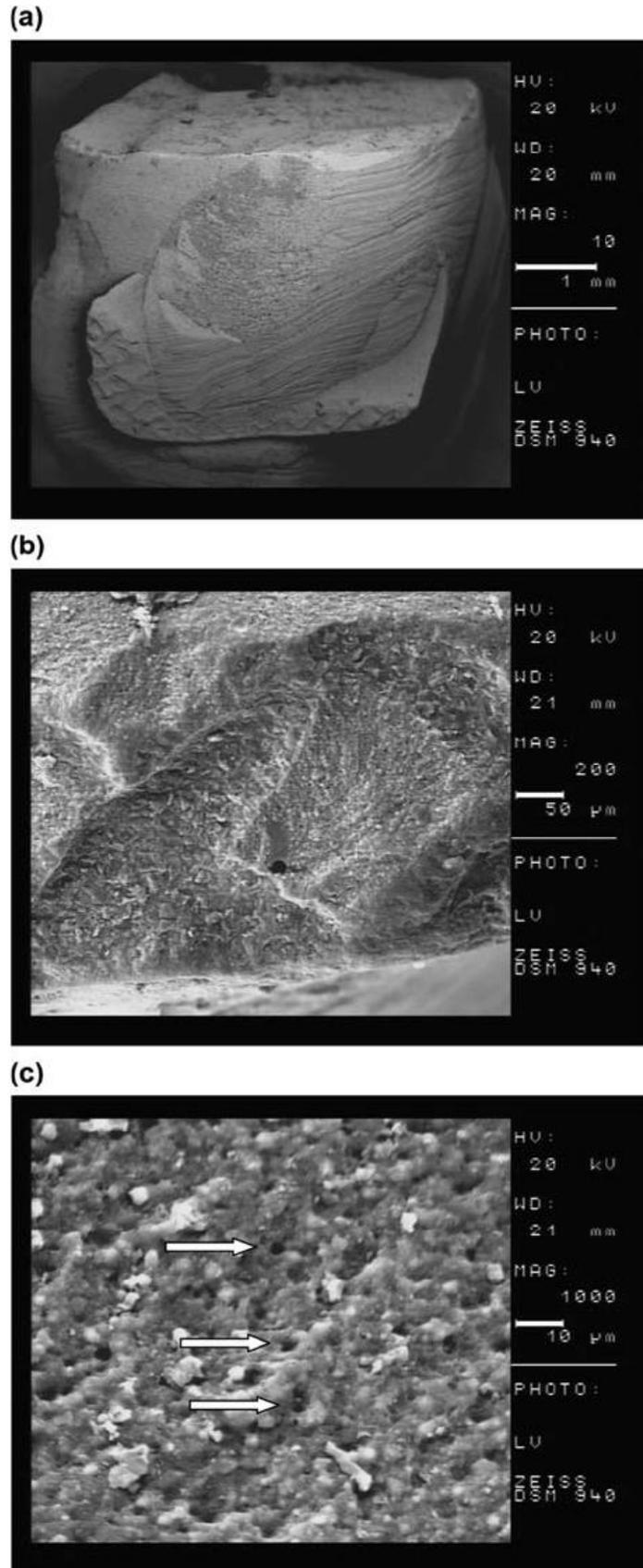


Figure 3. Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a specimen bonded with LV at 60°C without adhesive at 20kV: (a) 16×, (b) 200× and (c) 1000× magnification. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1). No voids, bubbles, or cracks are shown.

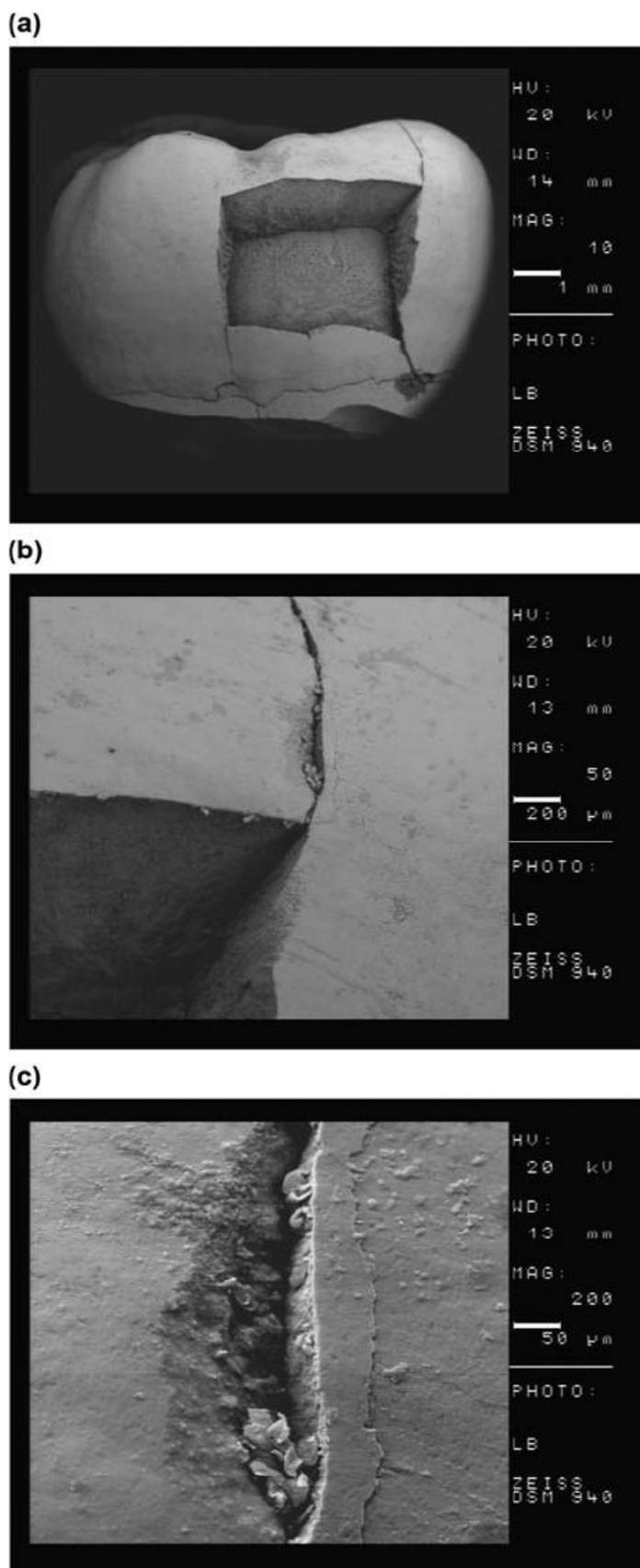


Figure 4. Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a specimen bonded with LB at 60°C without adhesive at 20kV: (a) 10×, (b) 50× and (c) 200× magnification. No adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 0). Fracture of enamel portion (a).

The 6 unique cases of fracture of enamel (data not shown in the table) that occurred in the study (5% of the sample) were in LB without adhesive, this being significantly higher than in the other groups ($p < 0.01$) when compared using chi-square test. The enamel fracture risk is 2.5–4.4 times higher in the LB group than in the rest.

3.3. Scanning Electron Microscopy

Representative SEM micrographs of debonded enamel surfaces after SBS testing are shown in Figures 2–4.

Figure 2 shows the representative SEM images of the enamel surfaces after shear bond testing. The specimen was bonded with XT at 60 °C with adhesive. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1). XT displayed a clear enamel surface (Figure 2(a)). There is a thin portion of composite above the adhesive and the Figure 2(b) shows fracture along the Retzius line of the enamel. XT showed transverse cracks (Figure 2(c)) across the interface in the residual composite (labeled in white). Apparently crystallized particles can be observed at a 200 × magnification (Figure 2(c)) (labeled in white).

Figure 3 shows the representative SEM images of the enamel surfaces bonded with LV at 60 °C without adhesive after shear bond testing. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1) (Figure 3(a)). No voids, bubbles, or cracks are shown. In Figure 3(c), we can see some openings of specific enamel prisms, being most covered by resin.

Figure 4 shows the representative SEM images of the enamel surfaces after shear bond testing. The specimen was bonded with LB at 60 °C without adhesive. No adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 0) (Figure 4(a)). A fracture of enamel portion can be observed (Figure 4(a)). Enamel showed large cracks (Figure 4(a), (b)) (labeled in white) without separation of fragments (Figure 4(c)).

4. Discussion

The results of the current experiment support the null hypothesis, considering that neither the application of adhesive nor temperature selection modifies the SBS of molar tubes to human enamel. However, the choice of the composite being one a variable factor affects the SBS values.

The composite type did not influence the SBS values except when compared XT regarding LB. In our study, we used 3 composites of orthodontic use, the main differences of which are as follows: (1) the type of composite, because one of them is a flowable composite (LV) and the others are not (XT, LB); and (2) the composition, especially in the filler material. XT has particles of quartz (77%), LV zirconia, (65%) and silica LB (26%). In addition, LB contains sodium fluoride in its composition but the other 2 composites do not.

Our results agree with Bang et al. because the resin with the highest filler fraction polymerization shrinkage (LB) showed the highest cure.[16]

Furthermore, flexural strength is very important for resin composites, because it is one measure of the ability of materials to resist fracture [17,18]. When we look at SBS composites without adhesive applied (taking into account only the bond strength of composite), the SBS tend to decrease, except for LV at 5 °C and XT at 40 °C.

A review of the literature indicates that many researchers have achieved similar SBS values on LV when applied to brackets at room temperature under the same conditions,[8] indicating that certain flowable composites of thinner viscosity may bond to enamel adequately without an intermediate bonding resin. Penetration of flowable composites into the

microporosities of etched enamel is influenced by properties of the liquid, such as viscosity and the surface-free energy of the capillary wall.[8,19]

If we compare the SBS values of each composite with adhesive at each of the temperatures used with the same composite at the same temperature without the use of the adhesive system, it can be observed that each yields similar SBS values because there is not a statistically significant difference between the two subgroups. Therefore, using the composites of our study (XT, LB, LV) at any of the selected temperatures (5°, 20°, 40°, and 60°), we can dispense with the use of the adhesive system. We thus obtain a benefit in the clinic by decreasing working time in the dental chair by reducing the number of intermediate steps in the tube bonding procedures without compromising the efficacy of the adhesive.

These results cannot be compared with those of other studies because this study is the first to be performed in the cemented tubes, though articles have been published that compare the effectiveness of adhesive brackets with and without the use of an adhesive system and show that the use of adhesive raises the SBS values.[5] Tubes, in contrast, have a larger surface area of adhesion, which may possibly confer higher bond strength, reaching high enough to increase the SBS level without the use of an adhesive, so the adhesive can be eliminated for cementing tubes in a clinical setting.

The temperature variable in this study has less influence in the prediction of SBS, although we have found some statistically significant differences and trends in composites when they are cooled and heated. For many years, dentists were asked to refrigerate their composites until immediately before use. Today, the composites are stored in the refrigerator and taken out for use. Therefore, as a rule, we do not usually use composites at low-temperatures unless the dental office is at these temperatures or we forget to remove the composites from the refrigerator in advance. Although some studies found no adverse effects from refrigerated materials used in restorative dentistry,[9] others found that is probably the worst possible course of action,[10] so there is no consensus in the literature and no previous study of orthodontic attachments to compare. Another aspect to consider is the viscosity that the composite acquires when it is cooled because it becomes dense and makes correct tube placement difficult. We should note that according to data obtained, adhesive effectiveness is not altered by cooling the composite except for the composite of orthodontic use, which uses silica as filler and also contains sodium fluoride (LB). For this composite, adhesive effectiveness was higher when it was cooled to 5 °C compared with heating at 60 °C, which showed a high number of enamel fractures (Figure 4(a)) at high temperatures when we remove the tubes. This result may have occurred because, (1) when we heat the sodium fluoride, polymerization of composite could be altered, thus decreasing SBS values [20] and hurting the union strength of composites [20]; and (2) as the percentage of silica filler increases, polymerization contraction can also increase.[16]

Comparisons with reported results are difficult because there is a lack of consensus about the materials and methods for orthodontic bond strength testing.[21] Storage time before debonding is different; the bonding area in tubes is bigger than brackets and could account for differences in the tube mesh of Smart Clip metal tubes.

As regards heating the composite, noting the linear regression, we find that the three composites used, whatever the use of adhesive, obtained their best results between 20 and 40 °C. These results go up progressively as they approach the second temperature that achieves the highest SBS, from which they begin to decline. The exception is, adhesive applied to the composite orthodontic that employs quartz as filler (XT), in which case SBS continues to tend to increase. On the contrary, with the fluid composite employing silica as filler (LV), adhesive begins to tend to decay from 5 °C.

Viscosity may be reduced through pre-heating before placement and polymerization to a temperature of approximately 68 °C,[22] although a decrease in viscosity between 20 and 35 °C can also occur.[22] With increased viscosity and flowability, resins can flow easily onto a tube base and into an etched tooth structure and thus are expected to enhance the level of mechanical retention, thereby increasing the SBS. It has been found that the insertion temperature also influenced the hardness of composite. Hardness of composite pre-heated to 3° warmer than body temperature (40 °C) was significantly harder than the composite resin. [8,23] In this way, we can obtain a theoretical improvement of their properties that allows the easier placement of the tubes.

In this study, there are no significant differences in ARI [15] at low temperatures and high temperatures, but the ARI data show that scores of 0 or 1 were predominant (75% at low temperatures and 73.3% at high temperatures). The clinical acceptability of composites tested in the present study appeared to be adequate; reducing the time it takes to remove the remaining adhesive. Many SBS studies reported that metal tubes failed predominantly at the tube–adhesive interface.[24] Our results disagree with these studies because they show that the failure occurred predominantly at the enamel-adhesive interface; it is possible that a different tube base may adhere better. Smart Clip tubes have a new mesh Optimesh XRT, a 100 mesh screen with additional notches that has been shown to increase up to 35% the resistance of cemented tubes.[25]

The only 6 cases of enamel fractures on debonding (5% of the total sample) occurred with LB composite without adhesive. Enamel fracture risk is 2.5–4.4 times higher in the LB group than in the rest. Our results agree with other studies of authors [6] that maintain that fractures only occurred with LB (Figure 4(a)).

However, we must take into account that tubes bonded to molars support greater occlusal forces than attachments bonded to teeth situated more anteriorly in the mouth.[26]

5. Conclusions

The use of an adhesive system when we bond tubes does not influence the SBS obtained, independently of the cement and the temperatures used.

Worse efficiency is obtained if an adhesive with flowable composites containing zirconia as filler are used and are cooled below 5 °C. Best results are obtained if these composites are heated above 40 °C.

Regardless of whether an adhesive system is used, orthodontic use composites that contain sodium fluoride and silica as filler in the composition show a lower efficacy adhesive when heated to 60 °C; adhesiveness improved if the composite was cooled to 5 °C.

References

- [1] Banks P, Macfarlane TV. Bonded versus banded first molar attachments: a randomized controlled clinical trial. *J. Orthod.* 2007;34:128–136.
- [2] Viwattanatipa N, Prasertsangwal J, Juntavee N. Weibull analysis of shear/peel bond strength of orthodontic buccal tubes bonded to five resin composites. *Orthodo. Waves.* 2008;67:100–127.
- [3] Newman GV. Epoxy adhesive for orthodontic attachments: progress report. *Am. J. Orthod.* 1965;51:901–912.
- [4] Park SB, Son WS, Ko CC, García-Godoy F, Park MG, Kim HI, Kwon YH. Influence of flowable resins on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Dent. Mater. J.* 2009;28:730–734.
- [5] 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;75:672–677.
- [6] Vicente A, Bravo L, Romero M, Ortiz A, Canteras M. A comparison of the shear bond strength of a resin cement and two orthodontic resin adhesive systems. *Angle Orthod.* 2005;75:109–113.

- [7] Lucey S, Lynch CD, Ray NJ, Burke FM, Hannigan A. Effect of pre-heating on the viscosity and micro hardness of a resin composite. *J. Oral Rehabil.* 2010;37:278–282.
- [8] Albaladejo A, Montero J, Gomez de Diego F, López-Valverde A. Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *Angle Orthod.* 2011;81:716–720.
- [9] Torre-Moreno FJ, Rosales-Leal JI, Bravo M. Effect of cooled composite inserts in the sealing ability of resin composite restorations placed at intraoral temperatures: an *in vitro* study. *Oper Dent.* 2003;28:297–302.
- [10] Burrow MF, Taniguchi Y, Nikaido M, Satoh M, Inai N, Tagami J, Takatsu T. Influence of temperature and relative humidity on early bond strengths to dentin. *J. Dent.* 1995;23:41–45.
- [11] Freedman G, Leinfelder K. Seventh-generation adhesive system. *Dent. Today.* 2002;21:106–111.
- [12] Munoz CA, Bond PR, Sy-Munoz J, Tan D, Peterson J. Effect of pre-heating on depth of cure and surface hardness of lightpolymerized resin composites. *Am. J. Dent.* 2008;21:215–222.
- [13] Blalock JS, Holmes RG, Rueggeberg FA. Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness. *J. Prosthet. Dent.* 2006;96:424–432.
- [14] Wagner WC, Aksu MN, Neme AM, Linger JB, Pink FE, Walker S. Effect of pre heating resin composite on restoration microleakage. *Oper Dent.* 2008;33:72–78.
- [15] Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid etch enamel pretreatment. *Am. J. Orthod.* 1984;85:333–340.
- [16] Bang HC, Lim BS, Yoon TH, Lee YK, Kim CW. Effect of plasma arc curing on polymerization shrinkage of orthodontic adhesive resins. *J. Oral Rehabil.* 2004;31:803–810.
- [17] Beer FP, Johnston ER, DeWolf JT. *Mechanics of materials*. 3rd ed. New York (NY): McGraw-Hill; 2001. p. 209–220.
- [18] Chung SM, Yap AUJ, Chandra SP, Lim CT. Flexural strength of dental composite restoratives: comparison of biaxial and three-point bending test. *J. Biomed. Mater. Res. B: Appl. Biomater.* 2004;71:278–283.
- [19] Peutzfeldt A, Asmussen E. Investigations on polymer structure of dental resinous materials. *Trans. Acad. Dent. Mater.* 2004;18:81–104.
- [20] Devabhaktuni S, Manjunath MK. Effect of 4% titanium tetrafluoride application on shear bond strength of composite resin: an *in vitro* study. *J. Conserv. Dent.* 2011;14:43–45.
- [21] Toledano M, Osorio R, Osorio E. Bond strength of orthodontic brackets using different light and self-curing cements. *Angle Orthod.* 2003;73:56–63.
- [22] Lee JH, Um CM, Lee IB. Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dent. Mater.* 2006;22:515–526.
- [23] Frankenberger R, Lopes M, Perdigão J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent. Mater.* 2002;18:227–238.
- [24] Ostertag AJ, Dhuru VB, Ferguson DJ, Meyer RA. Shear, torsional, and tensile bond strengths of ceramic brackets using three adhesive filler concentrations. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 1991;100:251–258.
- [25] Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br. J. Orthod.* 1975;2:171–178.
- [26] Millett DT, Cattanaach D, McFadzean R, Pattison J, McColl J. Laboratory evaluation of a compomer and a resin modified glass. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 1999;69:58–63.

III.2.1 Abstract en español

Lobato M, Montero J, Fuentes MV, Albaladejo A.

Effect of adhesive application on the shear bond strength of refrigerated and pre-heated of different composite resins to orthodontic molar tubes. J Adhes Sci Technol.

2013; 27: 2251-64.

Objetivo: El objetivo del estudio fue evaluar el efecto de la aplicación de adhesivo sobre los valores de resistencia al cizallamiento de tubos ortodónticos adheridos a esmalte humano grabado con ácido cuando se utilizan diferentes agentes cementantes a diferentes temperaturas.

Material y Métodos: Ciento veinte tubos metálicos se cementaron en terceros molares humanos divididos aleatoriamente en 3 grupos idénticos dependiendo del agente cementante empleado: Transbond XT (XT); Transbond Supreme LV (LV) y Light Bond (LB). Cada grupo se dividió en cuatro subgrupos en función de la temperatura (5°, 20°, 40°, y 60°C) que se aplica al material compuesto antes del cementado. Para cada subgrupo experimental, la mitad de la muestra se cementa en combinación del adhesivo Transbond XT. Tras 72 horas, se lleva a cabo el test de resistencia al cizallamiento utilizando una máquina de ensayo universal. El análisis estadístico se realizó mediante ANOVA con comparaciones post-hoc de Bonferroni, test de chi-cuadrado y modelos de regresión lineal. Se determinó el índice de adhesivo

remanente para los dientes después del fallo producido en el ensayo. Dos superficies dentales representativas de cada subgrupo se evaluaron bajo microscopía electrónica de barrido.

Resultados: El tipo de material compuesto sólo influyó al comparar XT con LB. El uso de adhesivo no afecta a los valores de resistencia al cizallamiento de ningún composite. Los composites fluidos con adhesivo que contiene zirconia (LB) como material de relleno mostraron valores de resistencia al cizallamiento inferiores cuando se enfriaban a 5°C y cuando aumentaban su temperatura por encima de de 40°C. Tanto si se utiliza o no adhesivo, los materiales compuestos con sílice como relleno (LB) mostraron valores de resistencia al cizallamiento bajos a 60°C y en aumento a 5°C.

Conclusiones: Para todos los composites, a partir de 20°C, los valores de resistencia al cizallamiento tienden a aumentar, comenzando a disminuir a los 40°C, excepto cuando el adhesivo se aplica al material compuesto que contiene cuarzo como relleno, el cual continúa aumentando, y el material compuesto con sílice como relleno sin adhesivo, que tiende a disminuye a partir de 5°C.

Palabras clave: **pre-heated composite; refrigerated composite; shear bond strength; adhesive; molar tube.**

III.3 Lobato M, Santos del Riego S, Montero J, Orellana MI, Mirón JA, Castaño A, Albaladejo A. Effect of adhesive application on the shear bond strength using different cementing agents in molar and premolar attachments. J Adhes Sci Technol. 2013; Aceptado para publicación el 18/10/2013.

Effect of adhesive application on the shear bond strength using different cementing agents in molar and premolar attachments.

Authors:

María Lobato,¹ Sergio Santos del Riego,² Javier Montero,¹ María Isabel Orellana,¹ José Antonio Mirón,³ Antonio Castaño,⁴ Alberto Albaladejo.¹

¹Department of Surgery, Faculty of Medicine, University of Salamanca (USAL), Salamanca, Spain.

²Department of Medicine, University of A Coruña. A Coruña, Spain.

³Department of Preventive Medicine, Faculty of Medicine, University of Salamanca (USAL), Salamanca, Spain.

⁴Department of Stomatology, Faculty of Dentistry, University of Seville (US), Seville, Spain.

ABSTRACT

Objectives: The purpose of the study was to evaluate the effect of adhesive application on the shear bond strength (SBS) of orthodontic brackets and tubes to acid-etched human enamel when using different cementing agents. **Study Design:** One hundred and sixty metal attachments (80 tubes and 80 brackets) were bonded to human third molars and premolars that were randomly divided into identical groups of 4: Transbond XT (XT); Wave MV Flow (WF); APC Plus System (APC); and Fuji Ortho LC (LC). For each experimental group, half of the specimens were bonded in combination with Transbond XT adhesive. After 72 hours, a SBS test was performed using a universal testing machine. Statistical analysis was performed using ANOVA with Bonferroni post hoc comparisons, chi-square tests, and linear regression modeling. Adhesive remnant index scores were determined for the teeth after failure. Representative tooth surfaces from each subgroup were assessed under SEM. **Results:** Considering that each cement was observed, each of them showed similar SBS when the adhesive system was applied as when the adhesive was not applied. By comparing all cements together, it was noted that if an adhesive is not applied, all cements have similar values. If an adhesive is applied, cement XT, WF and APC showed significantly higher SBS values than LC did. The tubes showed higher SBS than the brackets did in cements XT and WF with or without an adhesive, as well as APC Plus with an adhesive. **Conclusions:** The use of an adhesive system in bonding brackets and tubes does not influence the SBS obtained, independently of the cement.

Keywords: Wave MV Flow; APC Plus; Fuji Ortho LC; Shear bond strength; Adhesive; Molar Tube; Bracket.

1. INTRODUCTION

Orthodontic bonding of brackets to teeth is a standard procedure to align teeth with fixed appliances. (1) The success of a fixed appliance depends partly on the metal attachments being bonded to the teeth (brackets) or molars (tubes) so that they do not become detached during treatment. (2) Bond failure of metal attachments retards treatment and is costly in terms of time, material, and patient inconvenience. (1) For this, both attachments show differences in design, especially in the volume occupied by the surface cemented on the enamel. Brackets can affect the direction of the force vectors when torque, angulations, and in/out are built into it, (2) as happens in the tubes to posterior teeth.

Tubes have several advantages over the use of traditionally employed bands: shorter clinical time in its placement, greater preservation of periodontal tissues because of easier hygiene and preservation of biological distances, and no need of previous interdental separation. (3,4)

Since the advent of bonding brackets, (5) clinicians and researchers have worked to improve the quality of the adhesive systems used. (6-8) Bonding orthodontic brackets (9,10) and tubes (11-13) to etched teeth using adhesives and resin composites has been introduced in contemporary orthodontic practice as a standardized procedure. The main benefits of visible light-cured orthodontic adhesives include high early bond strength, minimal extent of oxygen inhibition, and shorter work time than that required for the optimal placement of brackets. (6) In this regard, one of the main objectives of research into bonding procedures is to seek ways of reducing chair-side time, (14) as well as to try to decrease the potential risk of surface decalcification that carries the enamel conditioning.

In order to achieve this, we evaluated these procedures, introducing alternative products, such as flowable composites, compomers like precoated tubes, and resin-modified glass ionomer cements (RMGICs).

Currently, flowable composites are applied for orthodontic use. (15-19) These composites show two desirable clinical handling characteristics: 1) non-stickiness, and 2) fluid injectability. These characteristics are associated with the low viscosity of this type of flowable resin. (18) Flowable composites were created by retaining the same small particle sizes of traditional hybrid composites while reducing the filler content and allowing the increased resin to reduce the viscosity of the mixture. (18)

Precoated attachments are those including cement, which provides a more uniform adhesive thickness and a reduction in the number of bonding procedures. (7,12) The properties of precoated brackets and tubes with composite resins have improved in recent years. (20) The introduction of the APC Plus system (3M Unitek Dental Products) allowed for greater tolerance to humidity than its predecessors had, as this adhesive is a compomer—a mixture of BIS-GMA resin and conventional glass ionomer—that possesses unique properties. (21) In addition, the product contains fluoride. (21)

GICs have been considered an alternative adhesive in direct orthodontic brackets; however, no study has yet been done on the efficacy of adhesive bonding in tubes. The use of these cements for direct bonding of orthodontic attachments has been proposed because of their ability to adhere to base metal alloys. (22) One major characteristic would be their fluoride release capacity over a period of months, (23) acting as a reservoir for fluoride ions (24) and reducing the potential risk of enamel

decalcification. (25) Searching for improved physical characteristics have led to the development of RMGICs that are hybrid materials of traditional GICs with a small addition of light-cured resin. (26) They should have the advantages of both materials, such as adhesion to tooth structure, fluoride release, rapid hardening by visible light, and enhanced mechanical and physical properties. (26)

When bonding an orthodontic attachment, the bond strength should be adequate to withstand the chewing forces of mastication and stresses exerted by the archwires. Thus, if flowable composites, compomer precoated orthodontic attachments, and RMGICs could guarantee clinically acceptable bond strength for acid-etched enamel without applying an adhesive system prior to application, they would provide an important savings of chair-side time by reducing the number of intermediate steps in the attachment bonding procedures and this would lower the cost. In the case of orthodontic precoated compomer attachments and RMGICs, they also reduce the risk of decalcification.

On the other hand, tubes bonded to molars support greater occlusal forces than do brackets bonded to teeth situated more anteriorly in the mouth. (27) Because of this, it is necessary to know whether the difference in tube design, accompanied by the same cementing agents that are used to bond brackets, is giving consistently higher bond strength to withstand increased forces. Until today, has been no literature from any study comparing the bond strengths of brackets versus tubes using different families of cements that are employed routinely in a dental clinic.

Therefore, this study aimed to evaluate the effect of adhesive application on the shear bond strength (SBS) of orthodontic brackets and tubes to acid-etched human enamel when using as cementing agents, a traditional orthodontic cement (Transbond XT), a flowable composite (Wave MV Flow), an orthodontic precoated attachment compomer (APC Plus), and a RMGICs (Fuji Ortho LC). The study also evaluates the adhesive remnant index (ARI) score assessment of orthodontic tubes and brackets.

The null hypothesis to be tested is that neither the application of an adhesive nor the type of attachments or cement selection modifies the shear bond strength to human enamel.

2. MATERIALS AND METHODS

2.1. Preparation of specimens

One hundred and sixty sound extracted teeth (80 human third molars and 80 premolars) (Figure 1) were collected and were stored in a 0.5 chloramine T solution for a maximum of 6 months after extraction. Exclusion criteria included previously restored teeth and teeth with enamel defects or cracking and delamination of the enamel. The samples were mounted in a self-cured acrylic block. The buccal crown surface of each tooth was polished with fluoride free pumice slurry for 15 seconds, and then was rinsed and dried.

Two groups were made, the first formed with 80 molars and the second with 80 premolars, which were then divided into four equal subgroups ($n = 20$), employing one one of the four different cements selected for the study: 1) a composite resin for

bonding in orthodontics: Transbond XT[®] (3M Unitek; St. Paul, MN, US -XT-); 2) a flowable composite: Wave MV (SDI; Cologne, Germany -WF-); 3) a compomer precoated composite: APC Plus System (3M Unitek; Monrovia, CA, US -APC-); and 4) a resin-modified glass ionomer cements: Fuji Ortho LC (GC America Inc, Chicago, IL -FO-).

The orthodontic attachments employed in the study were: 1) for molars, 60 stainless steel Smart Clip metal molar tubes with a micro-etched base (3M Unitek; Monrovia, CA, US) and 20 precoated composite APC Plus System tubes cemented in molar buccal surfaces; and 2) for premolars, 60 premolar metal brackets (Victory Series, 3M Unitek) and 20 precoated composite APC Plus System brackets cemented in premolar buccal surfaces.

We calculated the area of each Smart Clip metal molar tube as having an approximate value of 15.8 mm². Each tube was measured using the mathematical formula for calculating the area, where the area is equal to its length multiplied by its width, with the lowest value being 15.4 mm² and the highest being 16.2 mm². We repeated the measurements for the rest of the orthodontic attachments. The average surface area of the bases were approximately 15.3 mm² for the precoated composite APC Plus System tubes, 9.4 mm² for the Victory brackets, and 9.79 mm² for the precoated composite APC Plus System brackets.

The enamel of all bonding surfaces was etched with a 37% phosphoric acid gel (Etch-37, Bisco, Schaumburg, IL, US) for 30 s, was rinsed for 15 s, and then was dried with oil-free and moisture-free air for 20 s until the enamel showed a faintly white appearance. The same operator bonded all attachments at the same temperature (room temperature). For each experimental subgroup, half of the specimens (n=10) were bonded with Transbond XT primer (3M Unitek) prior to cementation, while the other half were directly bonded to the acid-etched enamel surfaces with the resin composites tested.

The attachments were positioned on the buccal surface and were pressed firmly with a Hollenback carver to expel the excess adhesive. Each attachment was subjected to a 300g compressive force using a force gauge (Correx Co; Berne, Switzerland) for 10 s, after which the excess bonding resin was removed using a sharp scaler. Then, the composite was light-cured for 40 s (20 s each from occlusal and gingival aspects of the bonded attachment). Curing time is a fundamental factor in the SBS values obtained, so that each additional second of photopolymerization increased bond strength by 0.077 MPa. (1) Most remaining studies used 40 seconds for polymerizing the adhesive; this corresponds to the routine clinical standard. (1) The bonding adhesive was light-cured with a curing light (XL300; 3M/Unitek Dental Products; Monrovia, CA, US), with a light intensity of 1000 mW/cm² measured with a built-in radiometer that was calibrated every 10 m to ensure consistent light intensity.

The attachments were immersed in sealed containers of deionized water and were placed in an incubator at 37° C for 72 h to allow adequate water absorption and equilibration before the SBS test was performed.

2.2. Shear bond strength test

The specimens were secured in a jig attached to the base plate of a universal testing machine (Instron Corp; Canton, MA, US). A chisel-edged plunger was mounted in the movable crosshead of the testing machine and positioned such that the leading edge was aimed at the enamel-composite interface before being brought into contact, exerting a force parallel to a flat interface in the occlusal-apical direction. This force attempts to imitate the force that makes the orthodontic arch during treatment. A crosshead speed of 0.5 mm/min was used. The force required to dislodge the brackets and tubes was measured in kilonewtons, and the shear bond strength (1 MPa = 1 N/mm²) was calculated by dividing the force values by the bracket base area. An increase in crosshead speed of 1 mm per minute yielded an increase in average bond strength of 1.3 MPa. Moreover, no effect was observed on bond strength with crosshead speed variations between 0.1 and 5 mm per minute. (1)

The shear bond strength values in MPa were obtained by dividing the maximum load (N) by the base area (mm²). We used image analysis equipment (Sony DXC-151-ap video camera, connected to an Olympus SZ11 microscope) and the MIP-4 (Microm Image Processing Software. Digital Image Systems, Barcelona, Spain) software to estimate an average of the samples.

2.3. Failure mode analysis

After debonding, each specimen was examined under a stereoscopic zoom microscope (SMZ800, Nikon Corporation; Tokyo, Japan) to identify the location of the bond failure. The residual composite remaining on the molar or premolar surface was assessed using the ARI. (28) Each specimen was scored according to the amount of material remaining on the enamel surface, as follows: 0 = no adhesive remaining; 1 = less than 50% of the adhesive remaining; 2 = more than 50% of the adhesive remaining; and 3 = all adhesive remaining, with a distinct impression of the attachment base.

2.4. Scanning electron microscope (SEM) analysis

A representative molar and premolar surface from the 16 experimental subgroups was selected and was examined under a scanning electron microscope (SEM). The specimens were stored for 2 days in absolute alcohol, air-dried for 2 hours, were mounted on SEM stubs (enabling the inspection of the relevant area of interest), sputter-coated with 10 nm of platinum in a Polaron E5100 SEM coating unit (Polaron Equipment Ltd.; Hertfordshire, England, UK), and were finally examined under SEM (DSM 940, Zeiss; Oberkochen, Germany).

Specific surface areas were considered, focusing with different magnifications (from 10× to 1000×) at an accelerating voltage of 20 kV to identify possible differences among the experimental groups, with respect to the surface topography of the

attachments.

2.5. Statistical analysis

Descriptive statistics, including means (MPa) and standard deviations (SD), were used to describe the central tendency of the SBS data. A two-way analysis of variance (ANOVA) test was used to compare the mean SBSs among the 16 subgroups, in order to evaluate the effect of both the composite and the adhesive factors after the Bonferroni Post Hoc inter-group analyses. A step-wise linear regression model for all the potential predictors was carried out. The ARI was analyzed using the chi-square test for comparing the distribution of the fracture types, grouping together within the same category ARI scores from 0 to 1, and from 2 to 3. The significance for all statistical tests was predetermined at $p < 0.05$. All the statistical analyses were conducted using the SPSS 15.0 package for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, US).

RESULTS

Shear bond strengths

Results from the ANOVA tests depicted in Table 1 showed that in comparing only the use of cement (Table 1, first row), we can see that they are equal between each other at this stage, with XT, WF and APC on the other side and, FO and APC on the other. Cements XT and WF showed statistically greater SBS values ($p = 0.003$) than FO did (13.2 ± 4.5).

If we include the variable "adhesive" to see how it influences each cement (Table 1, row 2), we can see that the application of adhesive holds the same values in all groups without increasing their SBS values without adhesive. If we do not apply adhesive, all cements have similar values, but if we do apply adhesive, the cements XT, WF, and APC show significantly higher SBS values ($p = 0.001$) than FO does.

Comparing the SBS values between the tubes and brackets of each cement with and without adhesive (Table 1, row 3), the tubes were observed to show higher values than the brackets in cements XT and WF, with or without adhesive, as well as APC with adhesive. The results obtained by cementing the brackets with any of the cements were equal, regardless of the use of adhesive. In contrast, the results obtained by cementing the tubes showed statistically lower values ($p < 0.001$) than the rest of the APC without adhesive cement and FO with and without adhesive cement. Linear regression models (data not shown).

If we were to perform a linear regression model to predict the values of adhesion (MPa) depending on the presence of the adhesive and the type of tooth to be treated within each composite, we would find that all out significant regression models, except in APC, where only significantly influences the type of orthodontic attachment that is applied to each tooth (brackets for premolars and tubes for molars), obtaining better adhesion in tubes than in brackets.

For XT, the employment of a tube or bracket determines the adhesion values. XT put in a bracket instead of a tube significantly reduces adhesion values between -165 and 85.7 MPa. Applying adhesive seems to increase the bond strength between 7.2 and 72.1 Mpa, but it does not become significant. The same can also be said for the other groups, because they have the same tendency.

If we performed a linear regression model including the type of composite used as another predictor variable, and if we consider the cement FO, we see that for this group, and in tubes without adhesive, an average value of 162.6 can be achieved. If we add adhesive, the values increase to 27.7 MPa. If we put in brackets, we reduce the value to 88.05 MPa. If we use other composites, it increases to 35.8 MPa (APC) and 56.8 MPa (WF).

Adhesive remnant index

ARI scores were used to evaluate the adhesive residuals left on the enamel surfaces, with the results presented in Table 2. In grouping residual adhesives into little adhesive remaining on the tooth surface (0-1) and much adhesive remaining (2-3), we observed significant differences when comparing tubes and brackets within each group composite when we applied XT with adhesive ($p= 0.001$), WF without adhesive ($p= 0.035$), APC with ($p= 0.012$) and without ($p= 0.028$) adhesive, and FO without adhesive ($p= 0.004$).

Moreover, the highest number of fractures (66.7% of the sample) occurred when cementing molars with APC and adhesive.

Scanning Electron Microscopy

Representative SEM micrographs of debonded enamel surfaces after SBS testing are reported in Figures 2 through 7.

Figure 2 shows the representative SEM images of the enamel premolar surfaces after the shear bond testing. The specimen was bonded with APC with adhesive. More than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 2) (figure 2a). The APC showed transverse cracks (figure 2c) across the interface in the residual composite (labeled in white).

Figure 3 shows the representative SEM images of the enamel molar surfaces after the shear bond testing. The specimen was bonded with APC with adhesive. More than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 2) (figure 3a). The APC showed voids/bubbles (figure 3b,c) and transverse cracks (figure 3b,c) across the interface in the residual composite (labeled in white).

Figure 4 shows the representative SEM images of the enamel premolar surfaces after the shear bond testing. The specimen was bonded with FO. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1) (figure 4a). The FO showed transverse cracks (figure 4a-c) across the interface in the residual cement (labeled in white).

Figure 5 shows the representative SEM images of the enamel molar surfaces

after the shear bond testing. The specimen was bonded with FO with adhesive. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1) (figure 5a). The FO showed transverse cracks (figure 5a-c) across the interface in the residual cement (labeled in white).

Figure 6 shows the representative SEM images of the enamel premolar surfaces after the shear bond testing. The specimen was bonded with WF without adhesive. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1) (figure 6a). The WF displayed a clear enamel surface (figure 6a). There is a thin portion of flowable residual composite (figure 6b,c).

Figure 7 shows the representative SEM images of the enamel molar surfaces after the shear bond testing. The specimen was bonded with WF without adhesive. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1) (figure 7a,b,c).

DISCUSSION

A review of the literature identified a large variety of methods used to measure the bond strength of orthodontic attachments. Therefore, in the present study, the suggestions made by Fox *et al.* (29) for in vitro bond strength testing in orthodontics were followed. The nature of the forces exerted onto orthodontic brackets in vivo and the nature of the stress distribution generated within the adhesive is complex, and likely to combine shear, tensile, and compressive force systems. In the present study, a shear method of testing was chosen as this was most likely to represent the clinical situation.

The results of the current experiment partly reject the null hypothesis because the type of attachments and the cement selection modifies the shear bond strength to human enamel, but otherwise the adhesive system application does not affect the effectiveness of adhesion (see the results from ANOVA in Table 1).

When considering only the variable of cement, we found that among the new cements proposed in this study for bonding orthodontic attachments to the enamel surface, flowable composites showed the same values as the composite resin orthodontic XT and the compomer precoated. They also showed greater SBS values than the RMGICs. Flowable resins can flow easily onto a tube and bracket base and into an etched tooth structure, enhancing the potential of mechanical retention, so the permeability of the demineralized enamel microporosity adhesive and composite fluid is similar. (30) On the other hand, the RMGICs FO obtained the lowest SBS values on average. These findings are in agreement with previous studies that report lower shear bond strength for RMGICs than composites. (16,23) However, a study by Bishara (7) reported the shear bond strength for FO as not statistically different from XT. Another study reported FO as not statistically different from composite adhesives, as long as the enamel is etched. (31) Variations in the results between studies may be due to differences in research protocol and the technique sensitivity of the materials. Further investigation in this area is warranted. APC finally showed the same values as that of WF and XT. This precoated compomer displayed a well-defined resin penetration into the demineralized enamel (without the presence of voids/bubbles) and showed high 'humectancy' with all of the adhesive remaining on the enamel surface after debonding

of the bracket (Figure 2(A)–(C)) and the tube (Figure 3(A)–(C)). In addition, it has the advantage of including fluoride and it decreases the potential risk of enamel decalcification. (24)

When including the variable "adhesive" to cement used, it was observed that it does not influence the SBS obtained, regardless of the cement used. Several studies performed on tubes agree with our data; (12,13) however, brackets have demonstrated higher SBS when using an intermediate adhesive. (14,17,18) Few studies are related to brackets and with the same characteristics of our study because cements proposed, or include a chemical adhesion with the metal of orthodontic attachments and enamel hydroxyapatite being a compomer, (22) in the case of APC and FO. In the case of WF, it is able to penetrate the microporosity created by acid etching. (18) This causes for both brackets and tubes not to influence on the SBS values shown.

In our study, the variant that really affected the adhesion values was the type of tooth (molar or premolar) and the type of attachment (bracket/tube) placed on it. When cementing a tube and bracket with the same cement, the tube showed higher SBS values, which are clinically desirable because tubes bonded to molars support greater occlusal forces than attachments bonded to teeth situated more anteriorly in the mouth. (27) This increase occurred in all SBS values except APC, WF without adhesive, and FO with and without adhesive. Tubes have a larger surface area (15.8 mm² - Smart Clip metal molar tube - and 15.3 mm² - pre-coated composite APC Plus System tubes -) than brackets (9.4 mm² - Victory brackets - and 9.79 mm² - pre-coated composite APC Plus System brackets -), so it appears to be a relationship between the base surface area and the force to failure. Authors argue that each mm² increase in base surface area required an additional force of 3.11 N to debond the tube. (32) Moreover, all the elements used in this study had the same base mesh, both the Victory brackets as Smart Clip brackets/tubes and the APC showed a micro-etched 80-gauge mesh, along with the buccal indent and a correct anatomical fit. (33) For this reason, we exclude that the differences in SBS values among different subgroups may be due to variations in the base mesh attachment. No surface conditioning was applied that may influence on SBS values obtained, such as ceramic bracket silanization. (34)

The ARI index provides information that has considerable clinical implications for clean-up following the debonding of brackets and tubes, so ARI and bond strength are factors to consider. Clinicians should get a good adhesion of orthodontic attachments that preserve the enamel.

A high ARI score implies that there is a higher risk of iatrogenic damage to the enamel surface when the residual resin composite is removed following debonding and clean-up procedures. (35,36) The ARI (28) data registered in Table 2 grouped residual adhesive on little adhesive remaining on the tooth surface (0-1 means that all or most of the resin is removed during debonding) (Figure 4(A)–(C); Figure 5(A)–(C)) and much adhesive remaining (2-3) (Figure 6(A)–(C); Figure 7(A)–(C)). Many SBS studies reported that metal tubes failed predominantly at the tube-adhesive interface. (37) Our results are in disagreement with these studies because it is shown that the failure occurred in almost all groups of tubes predominantly at the enamel-adhesive interface, though possibly a different tube base may adhere better. Smart Clip tubes have a new mesh called Optimesh XRT, a 100-mesh screen with additional notches that has been shown to increase up to 35% the resistance of cemented tubes. (38) Failure type showed

differences when comparing tubes and brackets with XT with adhesive, WF and FO without adhesive and APC with and without adhesive, finding that ARI 0-1 percentage was higher in molars than in premolars, except WF without adhesive (Figure 6(A); Figure 7(A)) and APC without adhesive.

When we studied the percentage of enamel fractures to debonding orthodontic attachments, it was observed that the highest number of fractures (66.7% of the sample) occurred when cementing molars with APC and adhesive. This high percentage of fractures may be associated with the high number of mixed failures occurring (58.3%), due to high SBS values, which can be made at tube debonding. The large area occupied has difficulty debonding from the resin tags formed by the chemical union of cement with hydroxyapatite, (22) producing numerous voids/bubbles, pores, and transverse cracks (Figure 3(C); Figure 4(B)(C)) across the interface in the residual composite (labeled in white).

CONCLUSION

The use of an adhesive system when bonding brackets and tubes does not influence the SBS obtained, independently of the cement, so the adhesive can be discarded, saving clinical time and money.

Under the tested experimental conditions, flowable composites and precoated compomers may be recommended to bond orthodontic brackets and tubes to provide an adhesive effectiveness similar to traditional cements, with the added advantage that the precoated compomer tube reduces the potential risk of enamel decalcification.

Putting orthodontic composite cement and flowable composite on a molar tube instead of a premolar bracket significantly increases adhesion values, which is clinically desirable because tubes bonded to molars support greater occlusal forces than attachments bonded to teeth situated more anteriorly in the mouth.

Failure type showed differences when comparing tubes and brackets applying traditional cements with adhesive, flowable composites and resin-modified glass ionomer cement without adhesive and precoated compomers with and without adhesive. Moreover, the highest number of fractures occurred when cementing molars with precoated tubes and adhesive.

REFERENCES

1. Finnema KJ, Özcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU. In-vitro orthodontic bond strength testing: a systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137:615-22.
2. Millett DT, Mandall NA, Mattick RCR, Hickman J, Glenny A-M. Cochrane Database of Systematic Reviews. 2011; (6):CD008236.
3. Banks P, Macfarlane TV. Bonded versus banded first molar attachments: a randomized controlled clinical trial. *Journal of Orthodontics*, 2007; 34:128-36.
4. Viwattanatipa N, Prasertsangwal J, Juntavee N. Weibull analysis of shear/peel bond strength of orthodontic buccal tubes bonded to five resin composites. *Orthodontic Waves*, 2008; 67:100-27.
5. Newman GV. Epoxy adhesive for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod*, 1965; 51:901-12.
6. Eliades T, Eliades G, Brantley WA, Johnston WM. Polymerization efficiency of chemically cured and visible light cured orthodontic adhesives: degree of cure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1995; 108:294-301.
7. Bishara SE, Gordon VV, Von Wald L, Olsen M. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1998; 114:243-7.
8. Uysal T, Basciftci FA, Usumez S, Sarı Z, Buyukerkmen A. Can previously bleached teeth be bonded safely? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2003; 123:628-32.
9. Park SB, Son WS, Ko CC, García-Godoy F, Park MG, Kim HI, Kwon YH. Influence of flowable resins on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Dent Mater J*, 2009; 28:730-4.
10. Albaladejo A, Montero J, Gomez de Diego F, López-Valverde A. Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *Angle Orthod*, 2011; 81:716-20.
11. Vercelino C, Pinzan A, Gurgel JA, Bramante FS, Pinzan LM. In vitro study of shear bond strength in direct bonding of orthodontic molar tubes. *Dental Press J Orthod*, 2011; 16:60.e1-8.
12. Lobato M, Montero J, Ceballos L, Oyagüe R, Fuentes V, Sánchez JM, Albaladejo A. Effect of adhesive application on the shear bond strength of flowable composite resins and APC plus to orthodontic molar tubes. *J Adhes Sci Tech*, 2012; 27:811-9.
13. Lobato M, Montero J, Fuentes V, Albaladejo A. Effect of adhesive application on the shear bond strength of refrigerated and pre-heated of different composite resins to orthodontic molar tubes. *J Adhes Sci Tech*, 2013; 0:1-14.
14. Vicente A, Bravo LA. Evaluation of different flowable materials for bonding brackets. *Am J Dent*, 2009; 22:111-4.
15. Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras AH. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Orthod*, 1999; 69:525-34.
16. Meehan PM, 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.
17. 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.
18. 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.

19. Ryou DB, Park HS, Kim KH, Kwon TY. Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding. *Angle Orthod*, 2008; 78:1105-9.
20. 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.
21. Brennan JV, James D, Soo PP, Tzou S. The APC Plus adhesive coated appliance system: features and technical review. *Orthod Perspect*, 2004; 11:5-9.
22. White LW. Glass ionomer cement. *J Clin Orthod*, 1986; 20:387-91.
23. Cook PA. Direct bonding with glass ionomer cement. *J Clin Orthod*, 1990; 24:509-11.
24. Forsten L. Fluoride release from a glass ionomer cement. *Scand J Dent Res*, 1977; 85:503-4.
25. Trimpeneers LM, Verbeeck RMH, Dermaut LR, Moors MG. Comparative shear bond strength of some orthodontic bonding resins to enamel. *Eur J Orthod*, 1996; 18:89-95.
26. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Romeo A, Higuera B, Garcí'a-Godoy F. Bond Strength of Orthodontic Brackets Using Different Light and Self-Curing Cements. *Angle Orthodontist*, 2003; 73:56-63.
27. Millett DT, Cattanach D, McFadzean R, Pattison J, McColl J. Laboratory evaluation of a compomer and a resin modified glass. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1999; 69:58-63.
28. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid etch enamel pretreatment. *Am J Orthod*, 1984; 85:333-40.
29. Fox N, McCabe J, Buckley J. A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod*, 1994; 21:33-43.
30. Frankenberger R, Lopes M, Perdigão J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dental Materials*, 2002; 18:227-38.
31. 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.
32. Talpur M, Cunningham S; Moles D; Jones S. The relationship between base dimensions, force to failure, and shear bond strengths of bondable molar tubes. *Angle Orthod*, 2012; 3:536-40.
33. Weinberger GL. Utilizing the SmartClip self-ligating appliance. In: *Orthodontic Perspectives: The System Approach*. Monrovia, Calif: 3M-Unitek Publication; 2005; 23:3-7.
34. Özcan M, Finnema K, Ybema A. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: effect of bracket base silanization. *Eur J Orthod*. 2008; 30:176-82.
35. Zarrinnia K, Eid NM, Kehoe MJ. The effect of different debonding techniques on the enamel surface: An in vitro qualitative study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 1995; 108:284-93.
36. Lorenzo MC, Portillo M, Moreno P, Montero J, Castillo-Oyagüe R, García A, Albaladejo A. In vitro analysis of femtosecond laser as an alternative to acid etching for achieving suitable bond strength of brackets to human enamel. *Lasers Med Sci*. 2013 IN PRESS.
37. Ostertag AJ, Dhuru VB, Ferguson DJ, Meyer RA. Shear, torsional, and tensile bond strengths of ceramic brackets using three adhesive filler concentrations. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop*, 1991; 100:251-8.
38. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *British Journal of Orthodontics*, 1975; 2:171-8.

Legend for figures and Tables

Figure 1: Schematic of the different groups and subgroups used in the study. The sample was divided into 2 groups: 40 brackets and 40 tubes, and both groups were divided into four subgroups depending on the cement used. Finally, each group was divided into two by applying an adhesive system to half of the specimens and not to the other half.

Figure 2: Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a premolar specimen bonded with APC Plus with adhesive at 5 kV: (A) 50, (B) 100, and (C) 500 times magnification. More than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 2). APC Plus showed transverse cracks (C) across the interface in the residual composite (labeled in white).

Figure 3: Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a molar specimen bonded with APC Plus with adhesive at 5 kV: (A) 50, (B) 100, and (C) 500 times magnification. More than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 2). APC Plus showed voids/bubbles (B and C) and transverse cracks (B and C) across the interface in the residual composite (labeled in white).

Figure 4: Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a premolar specimen bonded with Fuji Ortho with adhesive at 5 kV: (A) 50, (B) 100, and (C) 500 times magnification. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1). Fuji Ortho showed transverse cracks (A-C) across the interface in the residual cement (labeled in white).

Figure 5: Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a molar specimen bonded with Fuji Ortho with adhesive at 5 kV: (A) 50, (B) 100, and (C) 500 times magnification. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1). Fuji Ortho showed transverse cracks (B and C) and voids/bubbles (C) across the interface in the residual composite (labeled in white).

Figure 6: Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a premolar specimen bonded with Wave MV Flow without adhesive at 5 kV: (A) 50, (B) 100, and (C) 500 times magnification. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1).

Figure 7: Representation of SEM images of the fractured enamel surface of a molar specimen bonded with Wave MV Flow without adhesive at 5 kV: (A) 50, (B) 100, and (C) 500 times magnification. Less than 50% of the adhesive remained on the tooth surface (ARI score: 1).

Table 1: Descriptive Statistics of Shear Bond Strength (MPa) within Subgroups Tested by one-way ANOVA Tests and Student T-test using XT.

Table 2: Adhesive Remnant Index (ARI). Scores registered on the enamel surface after debonding composite groups (n = 160).

Figure 1

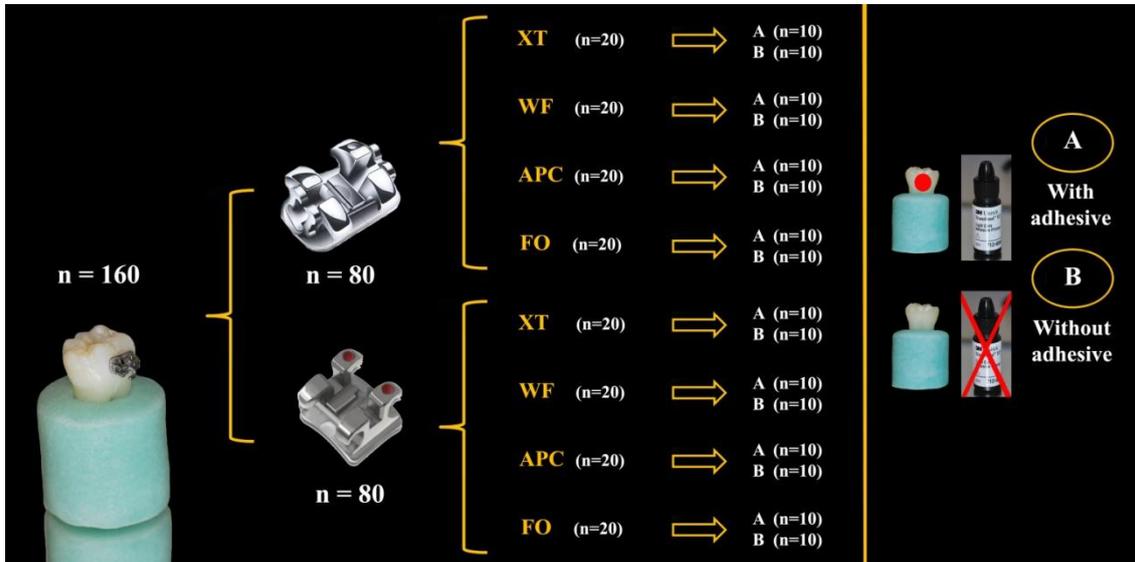


Figure 2:

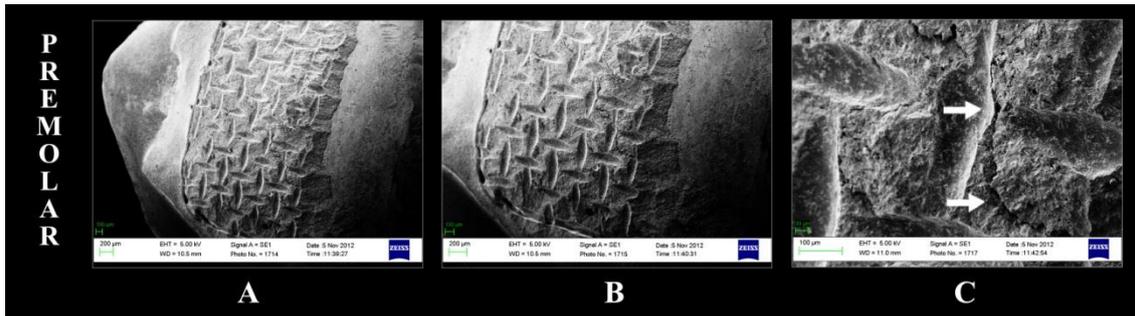


Figure 3:

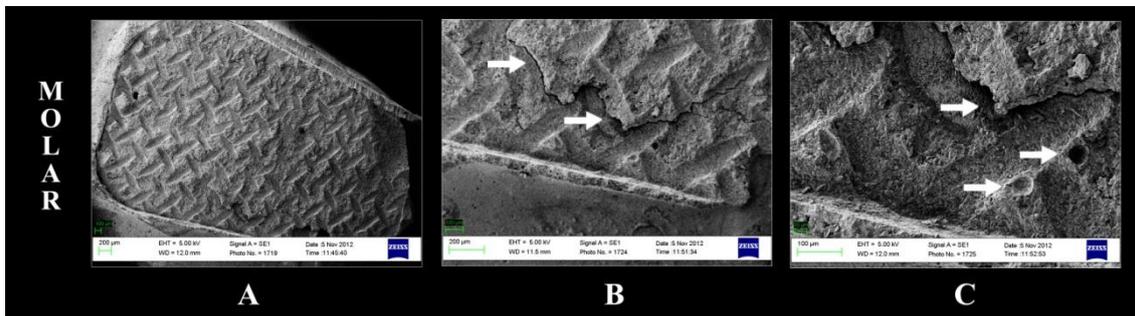


Figure 4:

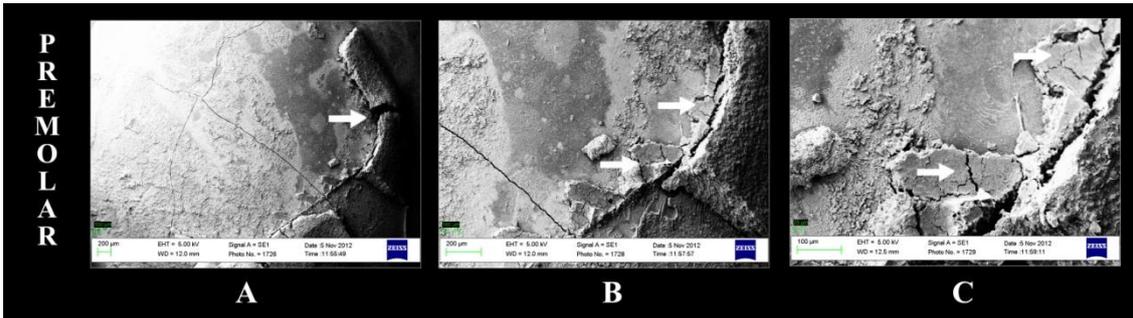


Figure 5:

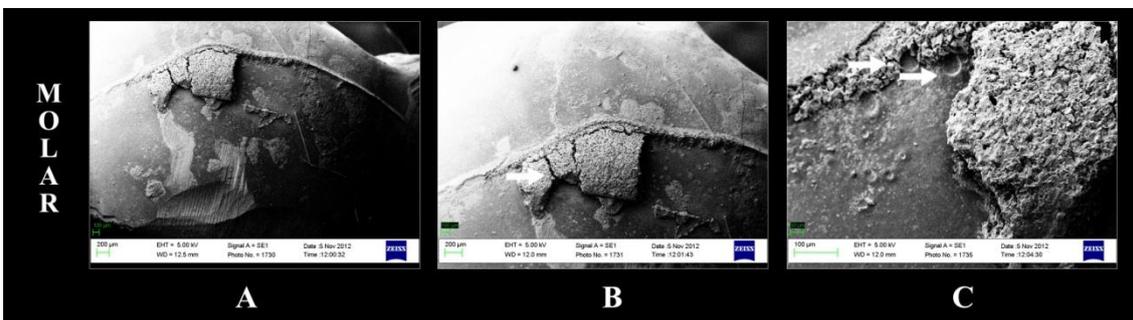


Figure 6:

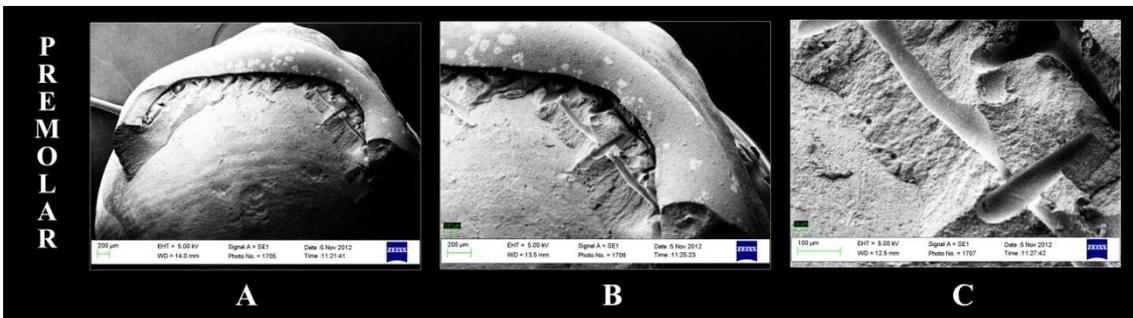


Figure 7:

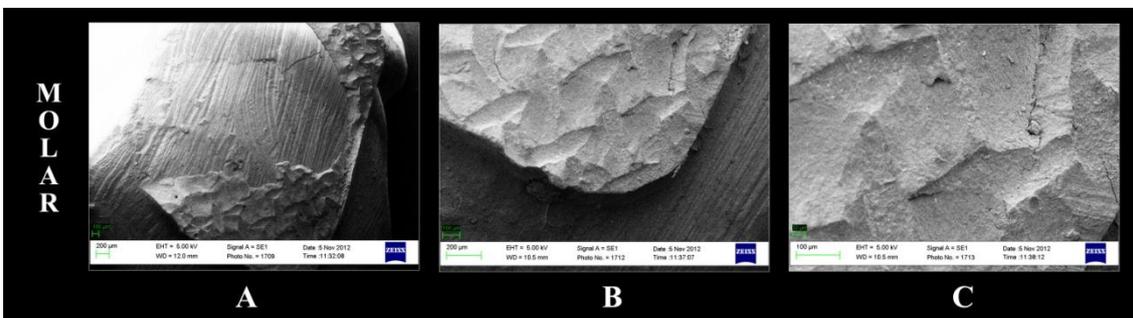


TABLE 1: COMPARISON OF ADHESION VALUES BETWEEN GROUPS (MPA).																
	Transbond XT (N=40)				Wave MV Flow (N=40)				APC Plus (N=40)				Fuji Ortho (N=40)			
ANOVA: F=4.695;p =0.003	17.7 ± 9.3 ^a				18.9± 7.3 ^a				16.8± 9.1				13.2 ± 4.5 ^b			
	With adhesive (n=20)		Without adhesive (n=20)		With adhesive (n=20)		Without adhesive (n=20)		With adhesive (n=20)		Without adhesive (n=20)		With adhesive (n=20)		Without adhesive (n=20)	
ANOVA: F=3.853;p =0.001	19.4 ± 8.5 ^a		16.1 ± 10.0		20.4 ± 7.2 ^a		17.5 ± 7.3		19.9 ± 8.5 ^a		13.7 ± 8.8		12.6 ± 4.3 ^b		13.9 ± 4.7	
	M (n=10)	PM (n=10)	M (n=10)	PM (n=10)	M (n=10)	PM (n=10)	M (n=10)	PM (n=10)	M (n=10)	PM (n=10)	M (n=10)	PM (n=10)	M (n=10)	PM (n=10)	M (n=10)	PM (n=12)
ANOVA: F=9.854;p <0.001	26.3 ± 4.6 ^A	12.3± 4.9 ^B	21.6± 11.4 ^A	10.6± 3.5 ^B	29.9± 5.5 ^A	15.7± 5.4 ^B	19.9± 9.1 ^A	15.0± 4.1 ^B	24.6± 8.9 ^A	15.3± 4.9 ^B	17.9± 10.9	9.5± 1.7 ^B	15.8± 3.5 ^B	9.3± 2.1 ^B	17.4 ± 2.4	10.4± 3.7 ^B
Different letters are significant comparisons in rows. data having the letter "a" are higher that data having the letter "b". data have no letter are indistinguishable from both groups.																

TABLE 2: COMPARISON OF PERCENTAGE DISTRIBUTION OF ARI (0-1 FRONT 2-3) IN SUBGROUPS COMPOSITE / ADHESIVES.																	
	Transbond XT (N=40)				Wave MV Flow (N=40)				APC Plus (N=40)				Fuji Ortho (N=40)				
	With adhesive (n=20)		Without adh. (n=20)		With adhesive (n=20)		Without adh. (n=20)		With adhesive (n=20)		Without adh. (n=20)		With adhesive (n=20)		Without adh. (n=20)		
	M n=10	PM n=10	M n=10	PM n=10													
ARI 0-1 (%)	83.3	16.7	91.7	83.3	33.3	58.3	41.7	83.3	41.7	0.0	66.7	100.0	91.7	100.0	83.3	25.0	
ARI 2-3 (%)	16.7	83.3	8.3	16.7	66.7	41.7	58.3	16.7	58.3	100.0	33.3	0.0	8.3	0.0	16.7	75.0	
RELATIVE RISK OF ARI 0-1	5.0	0.2	1.6	0.7	0.6	1.7	0.4	3.0	2.7	NS	0.4	NS	0.5	NS	4.2	0.3	
	CHI=10.66 p= 0.001		CHI=0.381 p= 0.537		CHI=1.510 p= 0.219		CHI=4.444 p= 0.035		CHI=6.316 p= 0.012		CHI=4.800 p= 0.028		CHI=1.043 p= 0.307		CHI=8.224 p= 0.004		
ENAMEL FRACTURES (%)	16.7	16.7	0	0	8.3	33.3	0	16.7	66.7	8.3	8.3	8.3	0	8.3	0	0	
	NS: No sense																

III.3.1 Abstract en español

Lobato M, Santos del Riego S, Montero J, Orellana MI, Mirón JA, Castaño A, Albaladejo A.

Effect of adhesive application on the shear bond strength using different cementing agents in molar and premolar attachments. J Adhes Sci Technol.

2013; Aceptado para publicación el 18/10/2013.

Objetivos: El objetivo del estudio fue evaluar el efecto de la aplicación de adhesivo sobre los valores de resistencia al cizallamiento de *brackets* y tubos ortodónticos adheridos a esmalte humano grabado con ácido cuando se utilizan diferentes agentes cementantes.

Material y Métodos: Ciento sesenta aditamentos metálicos (80 tubos y 80 *brackets*) se cementaron en terceros molares y premolares humanos divididos aleatoriamente en 4 grupos idénticos: Transbond XT (XT); Wave mv Flow (WF); Sistema APC Plus (APC) y Fuji Ortho LC (FO). Para cada grupo experimental, la mitad de la muestra se cementa en combinación del adhesivo Transbond XT. Tras 72 horas, se lleva a cabo el test de resistencia al cizallamiento utilizando una máquina de ensayo universal. El análisis estadístico se realizó mediante ANOVA con comparaciones post-hoc de Bonferroni, test de chi-cuadrado y modelos de regresión lineal. Se determinó el índice de adhesivo remanente para los dientes después del fallo producido en el ensayo. Superficies dentales representativas de cada subgrupo se evaluaron bajo microscopía electrónica de barrido.

Resultados: Teniendo en cuenta todos los cementos empleados, cada uno de ellos mostró valores de resistencia al cizallamiento similares tanto al aplicar como al no aplicar el sistema adhesivo. Mediante la comparación en conjunto de todos los cementos, se observó que si no se aplica un adhesivo, todos ellos presentan valores similares. Si se aplica un adhesivo, el cemento XT, WF y APC muestran valores de resistencia al cizallamiento significativamente más altos que FO. Los tubos mostraron valores de resistencia al cizallamiento más altos que los *brackets* en cementos XT y WF con o sin adhesivo, así como con APC Plus con adhesivo.

Conclusiones: El uso de un sistema adhesivo de unión entre *brackets* y tubos no influye en los valores de resistencia al cizallamiento obtenidos, independientemente del cemento.

Palabras clave: **Wave MV Flow; APC Plus; Fuji Ortho LC; Shear bond strength; Adhesive; Molar Tube; Bracket.**

Your Submission - [EMID:677fb42ab1666292]



Jose Miguel Martin Martinez (jm.martin@ua.es) [Agregar a contactos](#) 18/10/2013

Para: Maria Lobato

CC: ssr@udc.es, javimont@usal.es, miroxx@usal.es, orellana_olivera@hotmail.com, acastano@us.es, albertoalbaladejo@usal.es.

Ref.: Ms. No. JAST-D-13-00080R1

Effect of adhesive application on the shear bond strength using different cementing agents in molar and premolar attachments.

Journal of Adhesion Science and Technology

Dear Dr. Lobato,

I am pleased to tell you that your work has now been accepted for publication in Journal of Adhesion Science and Technology.

It was accepted on Oct 17, 2013

Comments from the Editor and Reviewers can be found below.

Thank you for submitting your work to this journal.

With kind regards

Jose Miguel Martin Martinez, Ph.D.

Editor-in-Chief
Journal of Adhesion Science and Technology

Comments from the Editors and Reviewers:

Reviewer #1: None.

IV. 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 diferentes protocolos, todos ellos, valorando la necesidad del uso de un sistema adhesivo en el proceso de cementado, 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.

En el primer protocolo realizado, se introducen nuevos cementos para la adhesión de tubos ortodónticos, tales como los composites fluidos y tubos con un agente cementante incorporado. En los resultados del estudio, ni la aplicación de adhesivo ni la selección del agente cementante modifican los valores de resistencia al cizallamiento obtenidos (ver resultados de ANOVA en la Tabla III.1.1). Sin embargo, se encontró una tendencia clara del efecto del subgrupo composite utilizado. El cemento de resina podría ser el factor principal que subyace a las diferencias significativas entre algunos subgrupos experimentales (Tabla III.1.1), siendo el composite tradicional de cementado de aditamentos ortodónticos Transbond XT (XT) el subgrupo con los valores de resistencia al cizallamiento más altos. Los valores medios de resistencia al cizallamiento del XT obtenidos superaron algunos de los estudios anteriores (Lalani y cols., 1999; Meehan y cols., 1999). Bajo las condiciones experimentales testadas, la aplicación de adhesivo no afectó consistentemente los valores de resistencia al cizallamiento, independientemente del agente cementante utilizado en la adhesión de aditamentos (Tabla III.1.1), aunque en la mayoría de los subgrupos de composites el uso de adhesivo reduce o mantiene los valores de resistencia al cizallamiento obtenidos, a

excepción del subgrupo XT.

Revisando la literatura, son varios los estudios en *brackets* que han demostrado valores de resistencia al cizallamiento más altos cuando se utiliza un adhesivo intermedio (D'Attilio y cols., 2005; Tecco y cols., 2005; Vicente y cols., 2009). Los tubos en cambio, tienen mayor área de superficie que los *brackets*, por lo tanto, los composites fluidos pueden asentar fácilmente sobre la base del tubo y sobre el esmalte dental grabado aumentando así la retención mecánica debido a su fluidez (Frankenberger y cols., 2002).

El composite fluido Wave mv Flow (W) con y sin adhesivo previo al cementado, mostró valores similares al XT (desarrollado para el uso ortodóncico) con adhesivo, el cual presentó bajo microscopía electrónica de barrido (SEM) una superficie residual lisa y homogénea que favorece una adhesión adecuada (Figura III.1.2 c) dado que la presencia de poros/burbujas a lo largo del composite lo hacen propenso a la disolución hidrolítica, lo que podría afectar negativamente a los valores de resistencia al cizallamiento. A su vez, la composición del composite W es más fluida que la de Tetric EvoFlow (TF) y Transbond Supreme LV (S) (los otros 2 composites utilizados en el estudio) pudiendo fluir fácilmente sobre ambas superficies a adherir (Figura III.1.5 a-c), y por lo tanto lograr un mayor nivel de retención mecánica (Attar y cols., 2003; Rohani y cols., 2009). La media de los valores de resistencia al cizallamiento del TF con y sin adhesivo fue significativamente inferior a la que obtuvo XT con adhesivo. La resistencia a la flexión es un factor muy importante dentro de los composites de resina, ya que es una medida de la capacidad de los materiales para resistir las fracturas (Attar y cols., 2003). XT tiene una media de valores más alta para resistencia a la flexión y módulo de elasticidad de TF (Attar y cols., 2003), lo que podría explicar las diferencias. Además, en una imagen de SEM de las superficies de esmalte tras la prueba de

resistencia al cizallamiento con TF, (Figura III.1.3 a) muestra el adhesivo residual con un número considerable de burbujas/poros.

El composite S con adhesivo mostró valores de resistencia al cizallamiento más bajos que XT con adhesivo y S sin adhesivo. S contiene un polímero dimetacrilato que modifica la reología del material y proporciona características de manejo que permite que el material fluya bajo presión manteniendo su forma tras la colocación hasta el fotopolimerizado (Cinader y cols., 2009). Sin embargo, las fuerzas químicas entre el adhesivo y la resina son débiles (Miguez y cols., 2004). Al analizar bajo SEM el composite S, se observaron poros/burbujas y grietas transversales a través de la interfaz en el material compuesto residual, lo que resulta en valores de resistencia al cizallamiento inferiores (Figura III.1.4 b,c). Los tubos cementados mediante el sistema APC Plus (APC) con adhesivo obtuvieron valores de resistencia al cizallamiento significativamente menores que los de XT con adhesivo. Estos resultados coinciden con estudios previos en los que se utilizó un sistema APC con un adhesivo intermedio (Sunna y cols., 1999; Sfondrini y cols., 2002).

La investigación realizada por Reynolds y cols. (1975) concluía que la fuerza de adhesión mínima necesaria para satisfacer las necesidades clínicas ortodónticas era 5,9 MPa a 7,8 MPa. Por lo tanto, y sobre esta base, todos los tubos cementados mediante composites fluidos y APC en nuestro estudio pueden ser recomendados para su uso clínico.

La aceptabilidad clínica de los composites fluidos ensayados en el presente estudio 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.

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). Nuestro estudio contradice estos resultados ya que se demostró que el fallo se produjo predominantemente en la interfaz esmalte–adhesivo. Es probable que debido a la variedad anatómica de los terceros molares, una base de tubo diferente pueda adherir y adaptarse mejor a estas superficies.

El segundo de los protocolos evaluados en esta tesis consistió en estudiar cómo influía el uso de un sistema adhesivo en los valores de resistencia al cizallamiento de diferentes composites al ser cementados a diferentes temperaturas. Los resultados del estudio apoyaron que ni la aplicación de adhesivo ni la selección de diferentes temperaturas modifican los valores de resistencia al cizallamiento de tubos ortodónticos cementados al esmalte de terceros molares humanos. Sin embargo, la elección del tipo de agente cementante es un factor variable que afecta a los valores de resistencia al cizallamiento.

El tipo de composite no influyó en los valores de resistencia al cizallamiento excepto cuando se comparó XT respecto a Light Bond (LB). En nuestro estudio, hemos utilizado 3 composites de uso exclusivo ortodóntico, diferenciándose en: (1) el tipo de material compuesto, debido a que uno de ellos es un composite fluido (S) y los otros no lo son (XT, LB) y, (2) la composición, especialmente en el material de relleno. XT tiene partículas de cuarzo (77%), S zirconio (65%) y LB sílice (26%). Además, LB contiene fluoruro de sodio en su composición a diferencia de los otros 2 composites.

Cuando nos fijamos en los valores de resistencia al cizallamiento de los composites a los que no se les han añadido adhesivo (teniendo en cuenta sólo la fuerza de unión del composite), la media de los valores de resistencia al cizallamiento tiende a disminuir, a excepción de S a 5°C y XT a 40°C. Una revisión de la literatura actual muestra que muchos investigadores han logrado valores de resistencia al cizallamiento similares en el cementado de *brackets* con S a temperatura ambiente y bajo las mismas condiciones (Albaladejo y cols., 2011), lo que indica que ciertos composites fluidos de viscosidad más fina pueden adherir al esmalte adecuadamente sin un sistema adhesivo intermediario debido a las propiedades de los fluidos tales como su viscosidad y la capilaridad en las porosidades de la superficie de esmalte grabado por ácido ortofosfórico (Peutzfeldt y cols., 2004; Albaladejo y cols., 2011). Si se comparan los valores de resistencia al cizallamiento de cada composite con adhesivo a cada una de las temperaturas testadas con los mismos composites y temperaturas pero sin el empleo de un adhesivo, no existen diferencias estadísticamente significativas. Por lo tanto, podríamos prescindir del uso de un sistema adhesivo previo al cementado de tubos ortodónticos mediante los agentes cementantes testados (XT, LB, S) y a cualquiera de las temperaturas seleccionadas (5°, 20°, 40° y, 60°C), obteniendo así el beneficio en clínica de disminuir el tiempo de sillón mediante la reducción en el número de pasos en el protocolo de adhesión de tubos a esmalte sin comprometer la eficacia del agente cementante.

La variable de temperatura en este estudio tiene menos influencia en la predicción de los valores de resistencia al cizallamiento, aunque hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas y tendencias en los grupos de composites cuando se enfrían y se calientan. Durante muchos años, los dentistas enfriaban los composites antes de usarlos. Hoy en día, estos materiales se almacenan directamente en

pequeñas neveras. Por lo tanto, y por norma general, no se suelen utilizar materiales compuestos a bajas temperaturas, a menos que la clínica dental se encuentre a estas temperaturas o que se olvide de retirar los materiales de la nevera con antelación. Aunque algunos estudios no encontraron efectos adversos al refrigerar composites utilizados en clínica (Torre-Moreno y cols., 2003), otros defienden que es probablemente el peor proceso posible (Burrow y cols., 1995). No hay consenso en la literatura y ningún estudio previo de adhesión de aditamentos en Ortodoncia con el que podamos comparar los resultados.

Otro aspecto a considerar es la viscosidad que el material compuesto adquiere cuando se enfría debido a que se vuelve denso y hace que la colocación correcta del tubo en su posición anatómica sea difícil. Debemos tener en cuenta que de acuerdo a los datos obtenidos, la eficacia adhesivo no se altera mediante el enfriamiento de los materiales, excepto para los composites de uso en Ortodoncia que utilizan sílice como relleno y también contienen fluoruro de sodio (LB). Para este composite, la eficacia adhesiva era mayor cuando se enfrió a 5°C en comparación con calentarlo a 60°C, el cual mostró en MEB un alto número de fracturas del esmalte (Figura III.1.4 a) al retirar los tubos. Este resultado puede deberse a que, (1) cuando calentamos el fluoruro de sodio, la polimerización del material compuesto podría ser alterada, disminuyendo de este modo los valores de resistencia al cizallamiento (Devabhaktuni y cols., 2011) y perjudicando a la fuerza adhesión de los mismos (Burrow y cols., 1995), y (2) un aumento en el porcentaje de partículas de sílice, puede aumentar a su vez la contracción de polimerización (Bang y cols., 2004). Las comparaciones con los resultados anteriormente publicados son difíciles debido a una falta de consenso sobre los materiales y métodos para las pruebas de resistencia de adhesión en Ortodoncia (Toledano y cols., 2003). El tiempo de almacenamiento de las muestras antes de

testarlas es diferente y el área de unión en tubos es más grande que *brackets*.

En cuanto a calentar composites, atendiendo a la regresión lineal, nos encontramos con que los tres composites empleados, independientemente del uso de adhesivo, obtuvieron sus mejores resultados entre 20 y 40°C. Estos resultados suben progresivamente a medida que se acercan a la segunda temperatura en la cual alcanzan los valores de resistencia al cizallamiento más altos, a partir de aquí comienzan a decaer. La excepción se encuentra al aplicar adhesivo a los composites que emplean cuarzo como material de relleno (XT), en cuyo caso los valores de resistencia al cizallamiento tienden a aumentar. Por el contrario, con el composite fluido con sílice como material de relleno (S), el adhesivo tiende a decaer a partir de 5°C.

La viscosidad se puede reducir a través del pre-calentamiento antes de la colocación y la polimerización a una temperatura de aproximadamente 68°C (Lee y cols., 2006). Una disminución en la viscosidad entre 20 y 35°C también puede ocurrir (Lee y cols., 2006). Con el aumento de viscosidad y fluidez, las resinas pueden fluir fácilmente hacia la base de tubo y la superficie del diente grabado y por lo tanto mejorar el nivel de retención mecánica, aumentando de este modo los valores de resistencia al cizallamiento. Se ha encontrado que la temperatura también influyó en la dureza del composite. La dureza del material compuesto pre-calentado a 3°C por encima de la temperatura corporal (40°C) fue significativamente mayor (Frankenberger y cols., 2002; Albaladejo y cols., 2011). De esta manera, se puede obtener una mejora teórica de sus propiedades, que permite mayor facilidad de colocación de los tubos. En este estudio, no existen diferencias significativas en el ARI (Artun y cols., 1984) a bajas temperaturas y altas temperaturas, pero los datos muestran que los ARI de 0 ó 1 predominaron (75% a baja temperaturas y el 73,3% a altas temperaturas). La aceptabilidad clínica de los

composites testados en el presente estudio parece ser adecuada reduciendo el tiempo que se necesita para eliminar el adhesivo restante. Muchos estudios sobre valores de resistencia al cizallamiento defienden que los tubos de metal ortodónticos fallan predominantemente en la interfaz de tubo de adhesivo (Ostertag y cols., 1991). Nuestros resultados están en desacuerdo con estos estudios, ya que muestran que el fallo se produjo predominantemente en la interfaz esmalte-adhesivo, pudiendo ser posible que una base diferente del tubo se adhiriera mejor a las muestras. Los tubos Smart Clip tienen una nueva malla Optimesh XRT con muescas adicionales que aumentan hasta un 35% de la resistencia de los tubos de cementados (Reynolds y cols., 1975).

Los únicos 6 casos de fracturas de esmalte en el descementado de los tubos (5% de la muestra total) han ocurrido en el cementado de las muestras con LB sin adhesivo. El riesgo de fractura del esmalte es 2.5 a 4.4 veces mayor en el grupo LB que en el resto. Nuestros resultados coinciden con otros autores (Vicente y cols., 2005), que sostienen que fracturas sólo se produjeron con LB (Figura III.1.4 a). Sin embargo, hay que tener en cuenta que los tubos unidos a los molares soportan mayores fuerzas oclusales que los *brackets* unidos a los dientes situados más anteriores en la boca (Millet y cols., 1999).

Por último, el tercer protocolo desarrollado añade la variable *bracket*/tubo en la línea de investigación seguida hasta ahora y un agente cementante no estudiado hasta el momento, cementos ionómeros de vidrio modificados con resinas (RMGICs). Este tercer protocolo estudia cómo influyen las diferentes áreas de las bases de estos aditamentos en la adhesión en Ortodoncia. En este estudio se obtiene que el tipo de aditamento, y la selección del agente cementante son variables que afectan a la resistencia al

cizallamiento, sin embargo la aplicación de un sistema adhesivo no influye en la eficacia adhesiva (ver los resultados en la Tabla III.3.1).

Cuando consideramos únicamente la variable del agente cementante, observamos que entre los nuevos cementos propuestos en este estudio como agentes cementantes de aditamentos ortodónticos, los composites fluidos mostraron los mismos valores que las resina compuesta de uso en Ortodoncia XT y el compómero del sistema APC Plus. También mostraron mayores valores de resistencia al cizallamiento que los RMGICs.

Fuji Ortho LC (FO), dentro de los RMGICs obtuvo los valores de resistencia al cizallamiento promedio más bajos. Estos resultados están en consonancia con estudios anteriores que obtuvieron valores de resistencia al cizallamiento inferiores de las RMGICs que de los composites (Cook y cols., 1990; Meehan y cols., 1999). Sin embargo, un estudio de Bishara (Bishara y cols., 1998) defendió no encontrar diferencias significativas ente FO y XT. Las variaciones en los resultados de los diferentes estudios pueden deberse a diferencias en el protocolo de investigación y la sensibilidad de la técnica de los materiales. Se justificaría una investigación adicional en este área con el fin de esclarecer resultados más concisos.

APC mostró los mismos valores que W y XT. Este compómero presenta una penetración de la resina bien definida en el esmalte desmineralizado (sin la presencia de poros/burbujas) con todo el adhesivo remanente en la superficie del esmalte (Figura III.3.2 a-c) y el tubo (Figura III.3.3 a-c) una vez realizado el descementado. Además, tiene la ventaja de incluir flúor disminuyendo el riesgo potencial de descalcificación del esmalte (Forsten y cols., 1977).

Cuando incluimos la variable adhesivo en el cemento utilizado, se puede observar que no influye en los valores de resistencia al cizallamiento obtenidos, independientemente del agente cementante. Numerosos estudios realizados en tubos apoyan nuestros datos (Lobato y cols., 2012; Lobato y cols., 2013), sin embargo, en *brackets* se han demostrado valores de resistencia al cizallamiento superiores cuando se utiliza un adhesivo intermedio (D'Attilio y cols., 2005; Tecco y cols., 2005; Vicente y cols., 2009).

En nuestro tercer protocolo, la variante que realmente afectó a los valores de resistencia al cizallamiento fue el tipo de diente (molares y premolares), y el tipo de aditamento a cementar (*bracket*/tubo). Cuando se cementa un tubo o un *bracket* con el mismo cemento, el tubo presenta valores de resistencia al cizallamiento más altos, que son clínicamente deseables debido a que los tubos unidos a molares soportarán mayores fuerzas oclusales que los *brackets* unidos a dientes situados más anteriormente en la arcada dentaria (Millett y cols., 1999). Este aumento se produjo en todos los valores de resistencia al cizallamiento excepto para APC y W sin adhesivo, y FO con y sin adhesivo. Los tubos tienen un área de superficie mayor (15,8 mm² - tubo molar metálico Smart Clip - y 15,3 mm² - tubos del sistema APC Plus con cemento incorporado -) que los *brackets* (9,4 mm² - Victory *brackets* - y 9,79 mm² - tubos del sistema APC Plus con cemento incorporado -), por lo que parece ser una relación entre el área de superficie de la base y la fuerza al fallo. Los autores argumentan que para cada mm² más de superficie de base, se requiere una fuerza adicional de 3,11 N para despegar el tubo (Talpur y cols., 2012). Por otra parte, todos los aditamentos tienen la misma malla de base, tanto los *brackets* Victory como los tubos y *brackets* Smart Clip y el sistema APC mostraron un micro-grabado de malla de calibre 80 (Weinberger y cols., 2005). Por esta razón, se excluye que las diferencias en los valores de resistencia al cizallamiento

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).

El índice ARI (Artun y cols., 1984) proporciona información que tiene importantes aplicaciones clínicas para la retirada de adhesivo residual tras descementar la aparatología ortodóntica, así el índice ARI y la resistencia de unión son factores a tener en cuenta. Se deben obtener una buena adhesión de los aditamentos ortodónticos que preserve a su vez la integridad del esmalte. Un índice ARI alto (2-3) implica que hay un mayor riesgo de daño iatrogénico a la superficie del esmalte cuando se retira el cemento remanente tras los procedimientos de retirada de aditamentos, limpieza y pulido (Zarrinnia y cols., 1995). Los datos de ARI registrados en la Tabla III.3.2 agrupan el adhesivo residual en el poco adhesivo remanente en la superficie del diente (0-1 significa que todo o la mayoría del agente cementante se elimina durante la retirada de aditamentos) (Figura III.3.4 a-c; Figura III.3.5 a-c) y mucho adhesivo remanente (2-3) (Figura III.3.6 a-c; Figura III.3.7 a-c). Muchos estudios sobre valores de resistencia al cizallamiento afirman que los tubos metálicos fallan predominantemente en la interfaz tubo-adhesivo (Ostertag y cols., 1991). Nuestros resultados están en desacuerdo con estos estudios, ya que se demostró que el fallo se produjo en casi todos los grupos de tubos en la interfaz esmalte-adhesivo, aunque posiblemente una base de tubo de diferente pueda adherirse mejor a la superficie de los molares utilizados para el protocolo (terceros molares).

El fallo en la adhesión mostró diferencias cuando se compararon tubos y *brackets* con XT con adhesivo, W y FO sin adhesivo y APC con y sin adhesivo, encontrando que un porcentaje de ARI 0-1 fue mayor en los molares que en premolares, excepto W sin adhesivo (Figura III.3.6 a; Figura III.3.7 a) y APC sin adhesivo. Cuando se estudió el porcentaje de fracturas de esmalte a descementar aditamentos ortodónticos, se observó que el mayor número de fracturas (66,7% de la muestra) se produjo en molares con APC y adhesivo. Este alto porcentaje de fracturas puede estar asociado con el elevado número de fallos mixtos (58,3%), debido a los altos valores de resistencia al cizallamiento que se pueden llegar a producirse al descementar tubos. El área de cementado presentó numerosos poros/burbujas y grietas transversales (Figura III.3.3 c; Figura III.3.4 b,c) a través de la interfaz en el cemento residual.

V. CONCLUSIONES

1. Todos los agentes cementantes empleados (composites de uso ortodóncico, composites fluidos, aditamentos con compómero incorporado y cementos de ionómero de vidrio modificado con resina) obtuvieron unos valores de resistencia al cizallamiento aceptables para su uso en el cementado de tubos y *brackets*.
2. El empleo de un sistema adhesivo no influye en la eficacia adhesiva obtenida en la interfase *bracket*-esmalte y tubo-esmalte, independientemente del cemento empleado.
3. La temperatura se considera una variable que ejerce un cambio en la eficacia adhesiva obtenida en el cementado de tubos en la que a 20°C, los valores de resistencia a la cizalla tienden a ascender hasta los 40°C que comienzan a bajar, excepto cuando se aplica adhesivo con composites cuyas partículas contienen cuarzo, que entonces continúan aumentando. Los composites sin adhesivo cuyas partículas contienen sílice, tienden a descender a partir de los 5°C.
4. Los tubos muestran una mayor eficacia adhesiva que los *brackets* al cementarse sobre esmalte si se emplea un cemento tradicional de ortodoncia o un composite fluido, así como si se cementan con aditamentos con compómero incorporado junto a un sistema adhesivo. Sin embargo, tubos y *brackets* muestran las mismas fuerzas de resistencia al cizallamiento si se emplea un cemento de ionómero de vidrio modificado con resina o un aditamento con compómero incorporado sin sistema adhesivo previo.

5. El descementado de tubos presenta un índice de adhesivo residual menor que el obtenido en *brackets* que aumentan el riesgo de lesiones iatrogénicas en el proceso de remoción. Para ser lo más conservador posible con el esmalte una vez quitada la aparatología, se aconseja cementar los tubos con un composite fluido que contiene partículas de zirconia con y sin adhesivo previo, mientras que para *brackets* un compómero con adhesivo. El mayor número de fracturas de esmalte tiene lugar al remover *brackets* con un composite de gran fluidez que contiene flúor y tubos con cementos que contienen sílice con y sin adhesivo así como con APC con adhesivo.

VI. REFERENCIAS

Abate P, Bertacchini S, Machi R. Adhesion of compomer to dental structures. Quintessence Int. 2000;28:509-12.

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

Albaladejo A, Montero J, Gómez de Diego R, López-Valverde A. Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. Angle Orthod. 2011;81:716-20.

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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop,* 1999;69:58-63.

Millett DT, Mandall NA, Mattick RCR, Hickman J, Glennly A-M. *Cochrane Database of Systematic Reviews.* 2011;(6):CD008236.

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 H₃PO₄ 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.

VII. APÉNDICES

Apéndice I. Índice de Impacto de los artículos originales (JCR 2012)

Lobato M; Montero J; Ceballos L; Oyagüe RC; Fuentes MV; Sánchez JM; Albaladejo A. Effect of adhesive application on the shear bond strength of flowable composite resins and APC Plus to orthodontic molar tubes. *J Adhes Sci Technol.* 2012; 27: 811-9

ISSN: 0169-4243

Índice de Impacto: 2.402 JCR Science Edition: 2012.

Categoría: Chemical, Engineering

Posición en la categoría: 75 de 133 (T2).

Lobato M, Montero J, Fuentes MV, Albaladejo A. Effect of adhesive application on the shear bond strength of refrigerated and pre-heated of different composite resins to orthodontic molar tubes. *J Adhes Sci Technol.* 2013; 27: 2251-64

ISSN: 0169-4243

Índice de Impacto: 2.402 JCR Science Edition: 2012.

Categoría: Chemical, Engineering

Posición en la categoría: 75 de 133 (T2).

Lobato M, Santos del Riego S, Montero J, Orellana MI, Mirón JA, Castaño A, Albaladejo A. Effect of adhesive application on the shear bond strength using different cementing agents in molar and premolar attachments. J Adhes Sci Technol. 2013; Aceptado para publicación el 18/10/2013

ISSN: 0169-4243

Índice de Impacto: 2.402 JCR Science Edition: 2012.

Categoría: Chemical, Engineering

Posición en la categoría: 75 de 133 (T2).

