

**UNIVERSIDAD DE
MURCIA**



Facultad de Medicina

Departamento de Dermatología, Estomatología, Radiología y

Medicina Física

TESIS DOCTORAL

**“Estudio *in vitro* del efecto de diferentes métodos de
acondicionamiento del esmalte en el recementado de
brackets”**

Ana Isabel Nicolás Silvente

Directores: Prof. Dra. Ascensión Vicente Hernández

Prof. Dr. Luis Alberto Bravo González

Murcia 2010

AGRADECIMIENTOS

A Ascensión, porque además de una buena directora de tesis te has convertido en una gran amiga. Has sido uno de los pilares más importantes para llevar a cabo este proyecto. A tu lado, todo ha sido más fácil. Gracias por tu apoyo, tiempo y paciencia.

A Luís Alberto, por ser una fuente de sabiduría y estar a mi lado en momentos de duda e indecisión.

A todo el personal de microscopía del S.A.I. de la Universidad de Murcia, especialmente a Maruja y a Manoli. Gracias por guiarme en el aspecto técnico de la microscopía electrónica y por vuestra amistad.

Al personal del servicio de análisis de imagen del S.A.I. de la Universidad de Murcia, en especial a María Teresa y a Fara, por ayudarme en la obtención de los datos de análisis de imagen.

A mis compañeros del Departamento de Patología y Terapéutica Dental de la Universidad de Murcia: Fernando, Juan Carlos, Emilio, Juan, Ana Belén, Pepe, Rafa y Miguel. Gracias por vuestro apoyo y ánimos. Con compañeros como vosotros, el trabajo se hace mucho más ameno y agradable.

A Joaquín, Clara, Lourdes e Inma, por estar a mi lado en mis primeros pasos en el mundo de la investigación. Gracias por despertar en mí esa curiosidad por la ciencia y la investigación que me ha llevado a realizar esta tesis.

A Manolo, mi esposo, por ser el eje en el que gira mi vida. Gracias por tu paciencia, por tu fe en mí, por el apoyo incondicional que siempre me has demostrado y,

sobre todo, por el tiempo que no te he podido dedicar para poder sacar adelante este proyecto.

A Alex, mi hijo. Este proyecto empezó cuando estaba embarazada de ti y ha terminado con tus dos añitos. Eres la persona que más ha sufrido mi ausencia y a quien más quiero en este mundo, por eso este trabajo va especialmente dedicado a ti.

A Manolo y Toni, mis padres. Gracias por estar a mi lado y por apoyarme en todas mis decisiones en todo momento. Sois un ejemplo de lucha y sacrificio. Gracias a vosotros soy lo que soy hoy en día.

A Carmina, mi madrina, por ser un modelo a seguir durante toda mi vida. Gracias por tus consejos y tu guía y, sobre todo, gracias por estar siempre ahí.

A 3M Unitek Dental Products España, por suministrar el material necesario para la realización del presente trabajo.

Para Manolo y Alex.

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA	4
1. El Esmalte Humano	5
1.1. Composición química	5
1.1.1. Matriz orgánica	5
1.1.2. Matriz inorgánica	7
1.1.3. Agua	7
1.2. Estructura histológica	8
1.2.1. Unidad estructural básica	8
1.2.2. Unidades estructurales secundarias	10
1.3. Propiedades físicas	20
2. El esmalte bovino	21
3. Adhesión.	22
3.1. Generalidades sobre adhesión	22
3.2. Factores que influyen sobre la adhesión	23
3.2.1. Tensión superficial y energía superficial	23
3.2.2. Humectancia	24
3.2.3. Capilaridad	24
4. Adhesión al esmalte	25
4.1. Técnica de grabado ácido	25
4.1.1. Patrones de grabado	28
4.1.2. Alternativas a la técnica de grabado con ácido fosfórico	31
4.1.2.1. Uso de otros ácidos	31
4.1.2.2. Acondicionadores que no necesitan lavado	32
4.2. Sistemas adhesivos	33
4.2.1. Requisitos de los sistemas adhesivos	33
4.2.2. Componentes de los sistemas adhesivos	35
4.2.2.1. Agente grabador	35

4.2.2.2. Imprimador	35
4.2.2.3. Adhesivo	35
4.2.3. Clasificación de los sistemas adhesivos	37
4.2.3.1. Clasificación según el sistema de activadores	38
4.2.3.2. Clasificación por generaciones	38
4.2.3.2.1. Sistemas adhesivos de 1ª generación	38
4.2.3.2.2. Sistemas adhesivos de 2ª generación	39
4.2.3.2.3. Sistemas adhesivos de 3ª generación	39
4.2.3.2.4. Sistemas adhesivos de 4ª generación	39
4.2.3.2.5. Sistemas adhesivos de 5ª generación	40
4.2.3.2.6. Sistemas adhesivos de 6ª generación	40
4.2.3.3. Clasificación según su acción sobre el barrillo dentinario	41
4.2.3.3.1. Adhesivos que conservan el barrillo dentinario	41
4.2.3.3.2. Adhesivos que modifican el barrillo dentinario	41
4.2.3.3.3. Adhesivos que eliminan el barrillo dentinario	41
4.2.3.4. Clasificación según la constitución física	41
4.2.3.4.1. Sistemas adhesivos multicomponentes	41
4.2.3.4.2. Sistemas adhesivos monocomponentes	41
4.2.3.5. Clasificación según el mecanismo de adhesión	42
4.2.3.5.1. Sistemas adhesivos convencionales	42
4.2.3.5.2. Sistemas adhesivos autograbadores	43
4.2.3.5.3. Ionómeros de vidrio	46
5. Adhesión en ortodoncia	47
5.1. Evolución histórica	47
5.2. Adhesión al metal	50
5.3. La base del bracket metálico	51
5.4. El fallo adhesivo	52
5.5. El fracaso en la adhesión del bracket	53

III. OBJETIVOS 57

IV. MATERIAL Y MÉTODO	59
1. Dientes	60
2. Brackets	61
3. Procedimiento adhesivo	62
4. Almacenamiento de las muestras	64
5. Test de fuerza adhesiva	64
6. Secuencias de cementado y descementado de los brackets	66
7. Evaluación del adhesivo remanente	66
7.1. Error intraexaminador	70
8. Análisis estadístico	71
9. Observaciones al microscopio electrónico de barrido (MEB)	71
V. RESULTADOS	74
1. Fuerza adhesiva	75
2. Porcentaje del área ocupada por adhesivo en el diente	78
3. Observaciones de la superficie del esmalte al MEB	80
VI. DISCUSIÓN	88
VII. CONCLUSIONES	96
VIII. BIBLIOGRAFÍA	98

ABREVIATURAS

4-META	4-metacrililoiloxietil-trimellitato-anhídrido
Å	Ångström
Bis-GMA	Bisfenol-A-Diglicidil Metacrilato
BPDM	Bifenil-dimetacrilato
EDTA	Ácido etilenodiaminotetraacético
HEMA	hidroxietil-metacrilato
KN	Kilonewton
MDP	10-metacrililoiloxi-decil-dihidrogenol
N	Newton
NRC	Non Rinse Conditioner (acondicionador sin lavado)
NTGGMA	N-toliglicina-glicidil-metacrilato
MEB	Microscopio Electrónico de Barrido
MPa	Megapascal
PENTA	Dipentaeritritol-penta-acrilato-monofosfato
Phenil-P	2-metacrililoiloxietilfenil-hidrogenol
PPD	Fenilpropanodiona
TEGDMA	Trietilenglicol-dimetacrilato
TSEP	Transbond Self Etching Primer

I. INTRODUCCIÓN

Uno de los hechos que con cierta frecuencia debe abordar un clínico en ortodoncia es el procedimiento de recementado de un bracket sobre un mismo diente. El descementado del bracket se puede deber a factores no intencionados, como son un fallo durante el procedimiento adhesivo (contaminación del campo operatorio, no seguimiento de las instrucciones del fabricante, etc), a una fuerza inapropiada generada por el propio paciente (fuerzas de palanca al morder alimentos u objetos demasiado rígidos). Pero también se puede producir el descementado del bracket de forma intencionada por parte del profesional con el objetivo de colocarlo en otra posición más apropiada para el correcto desarrollo del tratamiento.

Independientemente de cuál sea la causa, el hecho de tener que volver a cementar el bracket trae consigo una serie de problemas asociados, como son una pérdida de tiempo de consulta, un retraso en la evolución del tratamiento y, lo que es más importante, una pérdida de esmalte superficial rico en flúor al tener que realizar un nuevo procedimiento de grabado ácido en la superficie dental.

En los últimos años, han ido apareciendo nuevos materiales de adhesión, como los acondicionadores que no requieren lavado o los adhesivos autograbadores, que, según las casas comerciales y laboratorios, vaticinan mejores resultados en el ámbito de la adhesión y facilitan la aplicación clínica reduciendo el número de pasos en su uso y, por tanto, el riesgo de contaminación del campo operatorio.

En la literatura científica, hay numerosos estudios que evalúan estos nuevos sistemas adhesivos en una primera aplicación, es decir, cuando se cementa un bracket por primera vez. Sin embargo, el uso de los acondicionadores que no precisan lavado en sucesivos recementados no ha sido evaluado y los artículos que estudian el

comportamiento de los adhesivos autograbadores en el recementado de brackets sobre la misma superficie dentaria son escasos.

Por otro lado, tampoco existen estudios hasta la fecha que evalúen el efecto de prescindir del grabado ácido en el recementado de brackets que fueron inicialmente cementados acondicionando el esmalte con ácido fosfórico. Todos estos factores nos han llevado a plantear el presente estudio.

II. REVISIÓN DE LA LITERATURA

1. EL ESMALTE HUMANO

1.1. Composición química:

El esmalte maduro de un diente humano funcional es el material más duro del cuerpo. Dicha dureza se debe principalmente a que está constituido químicamente por una matriz inorgánica en un 95%, una matriz orgánica tan solo en un 1-2% y por agua en el 3-5% restante (Gómez de Ferraris, 2002).

El esmalte es único frente al resto de tejidos calcificados en los siguientes aspectos (Davis, 1988):

- ✓ Deriva del ectodermo.
- ✓ Su matriz orgánica es de naturaleza no colágena.
- ✓ Sus cristales de hidroxiapatita 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.

1.1.1. *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, 2002):

- a) Las *amelogeninas*: son moléculas hidrofóbicas, fosforiladas y glicosiladas. Son las más abundantes (90% al comenzar la amelogénesis) y disminuyen progresivamente a medida que aumenta la madurez del esmalte. Se denominan proteínas del esmalte inmaduro y se localizan entre los cristales de las sales minerales, sin estar ligadas a ellos.
- b) Las *enamelinas*: son moléculas hidrofílicas glicosiladas. Se localizan en la periferia de los cristales formando las proteínas de cubierta, aunque también pueden aparecer en el seno de estructuras cristalinas. Representan entre el 2-3% de la matriz orgánica del esmalte y se ha sugerido que son el resultado de la degeneración de las amelogeninas.
- 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.
- 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.
- 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.

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.

1.1.2. Matriz inorgánica:

Está constituida por sales minerales cálcicas básicamente de fosfato y carbonato. 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 hidroxiapatita. Existen también otras sales minerales de calcio como carbonatos y sulfatos, y oligoelementos como potasio, magnesio, hierro, flúor, manganeso, cobre, etc. Los iones flúor pueden sustituir a los grupos hidroxilos en el cristal de hidroxiapatita y convertirlo en un cristal de fluorhidroxiapatita, 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, 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 hidroxiapatita cristalina del esmalte (Davis, 1988).

1.1.3. Agua:

Es el tercer componente de la composición química del esmalte. 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, 2002).

1.2. Estructura Histológica:

1.2.1. Unidad estructural básica:

La unidad estructural básica es “*el prisma del esmalte*”, que es una estructura compuesta por cristales de hidroxiapatita. El conjunto de prismas del esmalte forma el esmalte prismático que constituye la mayor parte de esta matriz extracelular mineralizada. En la periferia de la corona y en la unión amelodentinaria está el esmalte aprismático en el que la sustancia adamantina mineralizada no configura prismas.

- *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 como bastones irregularmente paralelos en cortes longitudinales (Figura 1) y con una morfología en ojo de cerradura de llave antigua en cortes transversales (Figura 2).

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, 2002).

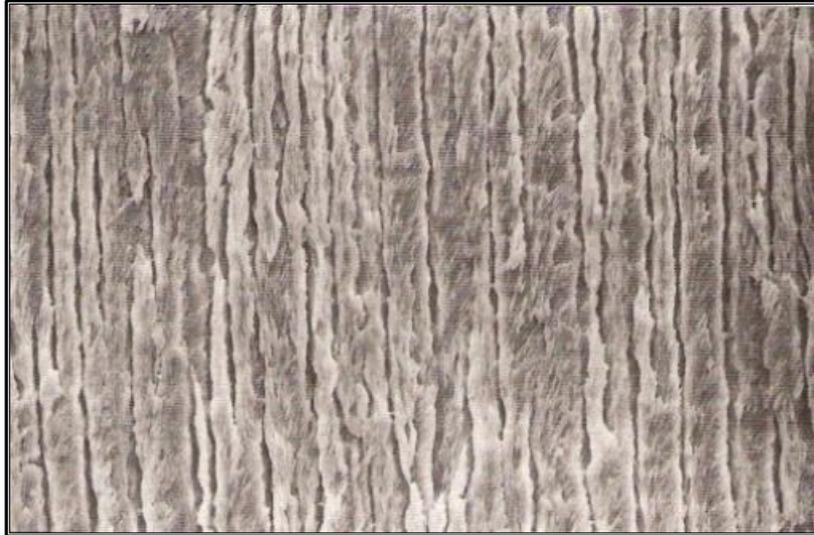


Figura 1: Prismas dispuestos paralelamente en un corte longitudinal de esmalte (MEB, x800).

(Gómez de Ferraris, 2002).

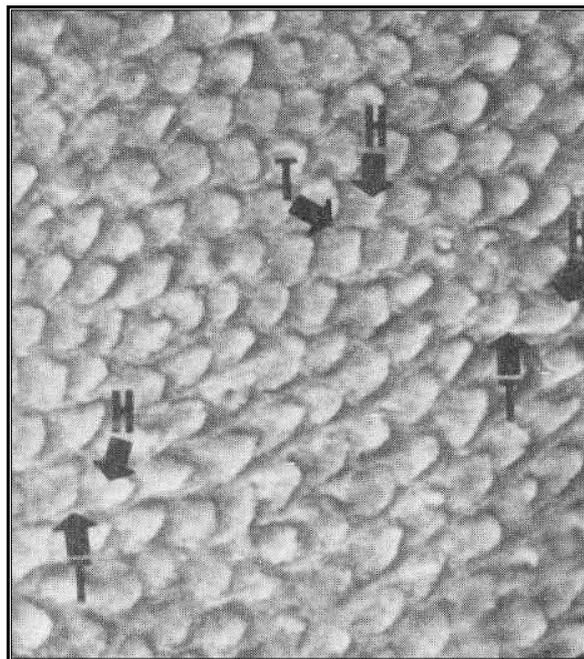


Figura 2: Micrografía electrónica de barrido de prismas del esmalte humano en un corte transversal.

Se puede ver tanto la cabeza (H) como la cola (T) de los prismas (Davis, 1986).

Los prismas del esmalte están compuestos por un conjunto de cristales de hidroxiapatita que presentan una disposición muy bien definida en el interior de los mismos. En un corte longitudinal, los ejes mayores de los cristales de hidroxiapatita 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.

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, 2002).

- 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. 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 hidroxiapatita se disponen paralelos entre sí y perpendiculares a la superficie externa (Gómez de Ferraris, 2002).

1.2.2. Unidades estructurales secundarias:

Además de la unidad estructural básica o prismas del esmalte, el esmalte está formado por unidades estructurales secundarias, las cuales se originan a partir de los prismas del esmalte como resultado de varios mecanismos. Como resultado del distinto grado de mineralización se forman las estrías de Retzius y los penachos de

Linderer, por el cambio en el recorrido de los prismas se forman las bandas de Hunter-Schereger y el esmalte nudoso y por la interrelación entre el esmalte y la dentina subyacente o la periferia medioambiental se forman la unión amelodentinaria, los husos adamantinos, las periquimatías, las líneas de imbricación de Pickerill y las fisuras o surcos del esmalte.

- *Estrías de Retzius*: Son líneas de crecimiento incremental. En un corte longitudinal se ven como series de bandas oscuras que reflejan los sucesivos frentes en la formación del esmalte (Figura 3). Entre ellas hay intervalos de 20 a 80 μm siendo más numerosas en la región cervical. Existe una estría más sobresaliente que las demás y que coincide con el nacimiento (línea neonatal o línea de Rushton-Orban) (Gómez de Ferraris, 2002). En un corte transversal se ven como anillos concéntricos (Figura 4).

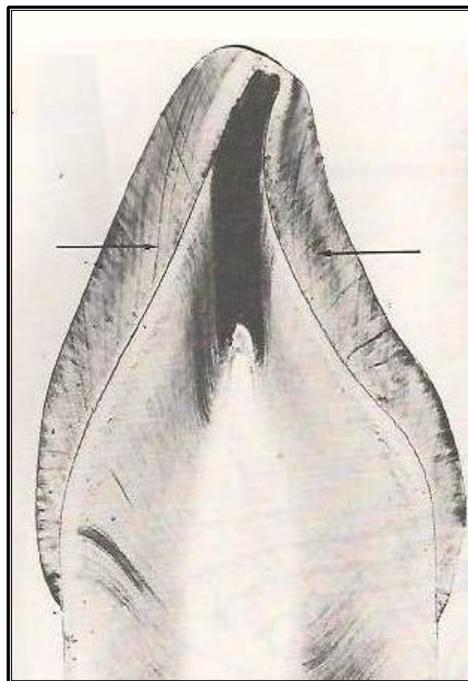


Figura 3. Corte longitudinal de la corona de un incisivo humano. Las estrías de Retzius aparecen como líneas oscuras (flechas) (Ten Cate, 1986).

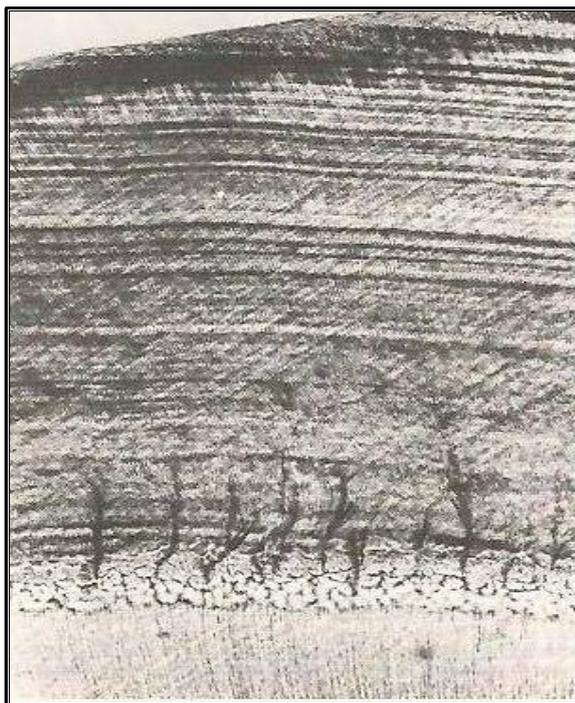


Figura 4. Corte transversal de la corona de un incisivo humano. Las estrías de Retzius aparecen como anillos de crecimiento concéntricos (Ten Cate, 1986).

Estas líneas se relacionan con periodos de reposo en la mineralización y, por tanto, indicarían zonas menos mineralizadas. Aunque se sugiere que su origen también podría deberse a un retraso en la producción de la matriz o a trastornos en el sitio de la mineralización (Gómez de Ferraris, 2002). Son prominentes en la mayor parte de los dientes humanos permanentes. Perturbaciones sistémicas tales como fiebres que afectan durante la amelogénesis producen líneas incrementales acentuadas. 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, 1986).

- *Penachos de Linderer*: Representan grupos o acúmulos de prismas hipomineralizados (hipocalcificados). Se extienden de la unión dentina-esmalte al

interior de este último en aproximadamente un tercio de su grosor. Los penachos son estructuras ramificadas que incluyen a más de un prisma (Figura 5). Son ricos en matriz orgánica y muy permeables. Algunos estudios han preconizado que los penachos representan regiones en que las vainas de los prismas se expanden. Se cree que se forman durante la fase de maduración de la amelogénesis, cuando por alguna razón aún no definida, el ameloblasto de maduración es incapaz de eliminar la mayor parte de la matriz orgánica extracelular. Estas regiones de tejido hipomineralizado constituyen regiones débiles o “fallas geológicas” en el tejido maduro (Davis, 1988).

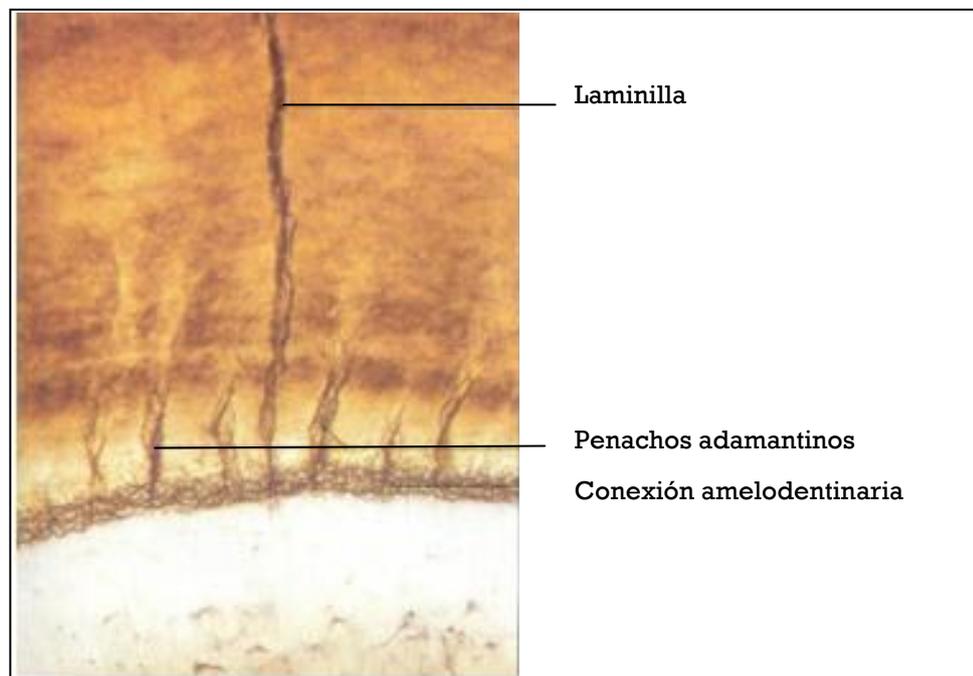


Figura 5: Sección de los penachos adamantinos o de Linderer. Se visualiza una laminilla del esmalte. Corte Transversal. Técnica por desgaste. x100. (Gómez de Ferraris, 2002).

- *Bandas de Hunter-Schreger*: 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. Aparecen como bandas alternadamente claras y oscuras denominadas respectivamente parazonas y diazonas (Figura 6) (Ten Cate, 1986).



Figura 6. Corte longitudinal por desgaste de un diente observado con luz incidente. Se observan una serie de bandas de Hunter-Schreger, que aparecen como bandas alternativamente claras y oscuras (Ten Cate, 1986).

- *Esmalte nudoso*: Sobre las cúspides de los dientes, los prismas aparecen como entrelazándose en una disposición aparentemente compleja conocida como esmalte nudoso. Los prismas se disponen en anillos groseramente concéntricos

alrededor del eje longitudinal del diente. Dentro de cada anillo, los prismas se ubican como ondulado hacia atrás y hacia delante. En los prismas de dirección vertical esta ondulación alrededor de un anillo de circunferencia pequeña como los de las cúspides y bordes incisales pueden explicar fácilmente el esmalte nudoso (Ten Cate, 1986).

- *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 ondulado o festoneado en los cortes por desgaste (Figura 7). Al microscopio electrónico de barrido se muestra como una serie de surcos que aumentan la superficie y probablemente también la adhesión entre el esmalte y la dentina (Ten Cate, 1986).

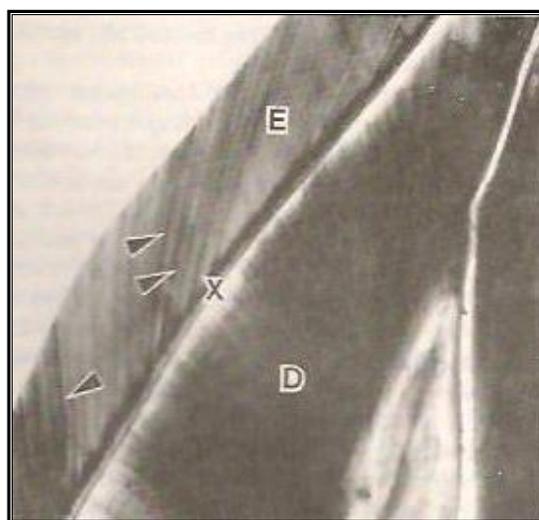


Figura 7: Corte esmerilado de un incisivo permanente humano. E, esmalte; D, dentina; X, unión amelodentinaria (Davis, 1988)

El origen de la unión amelodentinaria se establece en los primeros estadios de la morfogénesis dentaria y señala la ubicación de la lámina basal existente entre odontoblastos y ameloblastos antes de que comiencen los respectivos mecanismos

de mineralización. 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, 2002).

- *Husos adamantinos*: Durante las primeras fases de aposición de la odontogénesis, las prolongaciones odontoblásticas penetran a través de la unión amelodentinaria para quedar en íntima relación con los recién diferenciados ameloblastos secretores. Al iniciarse la amelogénesis, estas estructuras quedan atrapadas dentro de la matriz calcificada del esmalte para formar los husos adamantinos (Figura 8).

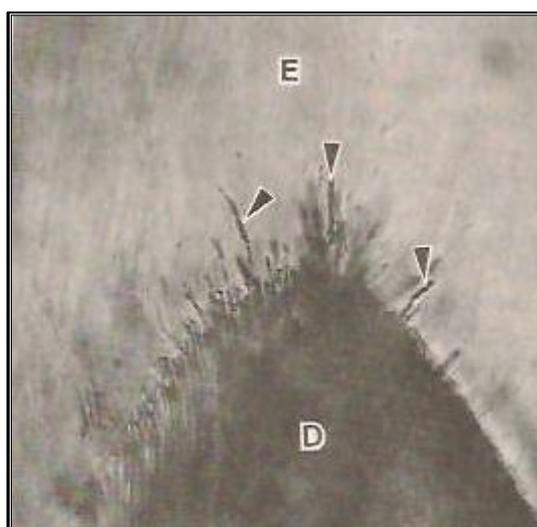


Figura 8: Microfotografía de un corte esmerilado de esmalte cuspídeo. E, esmalte; D, dentina. Los husos del esmalte están indicados por flechas (Davis, 1988).

En realidad, estas estructuras son túbulos dentinarios que han cruzado la unión amelodentinaria en dirección al esmalte. En el diente maduro es probable que los husos representen un vacío y que no contengan estructura alguna además del líquido extracelular (Davis, 1988).

- *Periquimatías*: Las estrías de Retzius se extienden a menudo desde la unión amelodentinaria hasta la superficie externa del esmalte, donde encuentran la superficie y forman valles poco profundos conocidos como periquimatías (Figura 9). Las periquimatías corren linealmente en un plano horizontal en la superficie coronaria (Ten Cate, 1986).



Figura 9: Microfotografía electrónica de barrido de la superficie vestibular de un diente, donde se observa el aspecto de las periquimatías. (Ten Cate, 1986).

- *Líneas de imbricación de Pickerill*: Son surcos poco profundos existentes en la superficie del esmalte, generalmente en la porción cervical de la corona. Dichos surcos no son más que las estrías de Retzius observadas desde la superficie del esmalte (Gómez de Ferraris, 2002). (Figura 10).

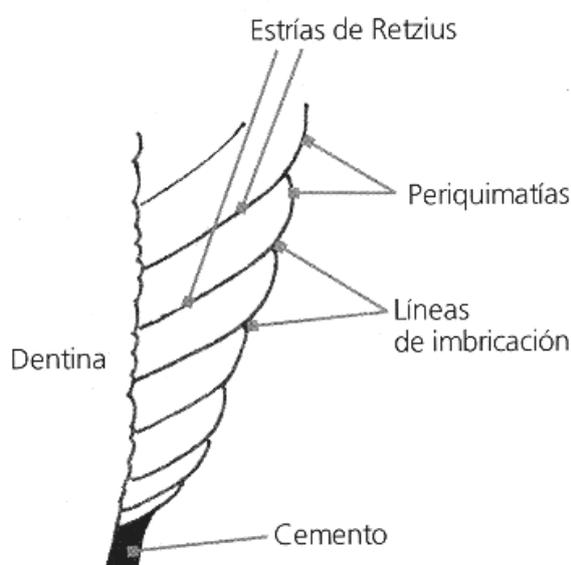


Figura 10. Periquimatías y líneas de imbricación determinadas por las estrías de Retzius en la superficie del esmalte (Gómez y Campos, 1999).

- *Fisuras o surcos del esmalte*: Son invaginaciones de morfología y profundidad variable que se observan en la superficie de premolares y molares. Se describen tres tipos morfológicos de fisuras: tipo V, que se caracterizan por una entrada amplia y un estrechamiento progresivo hasta la base; tipo I, que poseen una anchura constante a todo lo largo de la invaginación; y tipo Y: que muestran una tendencia al estrechamiento desde la entrada y que morfológicamente es la unión de los dos tipos anteriores (Figura 11).

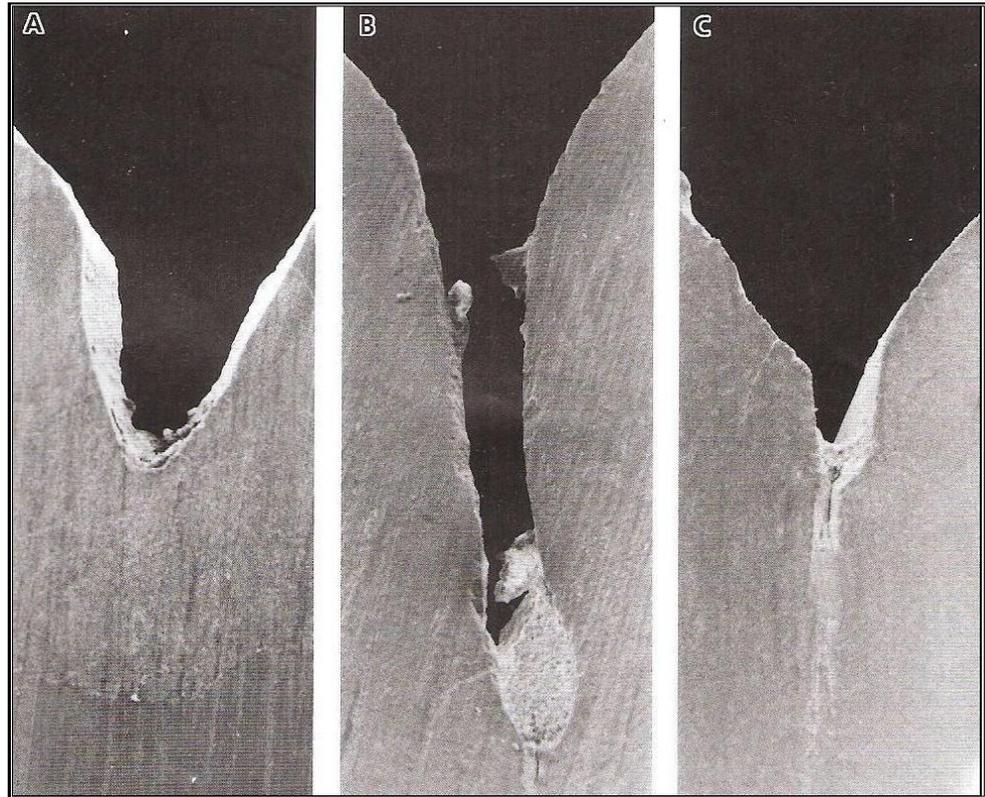


Figura 11. Tipos de fisuras o surcos del esmalte. A: fisura tipo V. b: fisura tipo I. C: fisura tipo Y. (Gómez de Ferraris, 2002).

El contenido en calcio de las paredes de la fisura es menor que en resto del esmalte (áreas hipocalcificadas). 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.

Cuando dos o más lóbulos cuspídeos adyacentes de producción de esmalte comienzan a fusionarse se forma entre ellos una depresión en valle, los ameloblastos se acumulan en la superficie que recubre la base y la actividad secretora de los mismos cesa mientras que los ameloblastos de las laderas del valle continúan con su

actividad acercando las paredes de la futura fisura. El resultado es un surco o fisura más o menos profundo según la fase del desarrollo en el que el proceso haya comenzado (Gómez de Ferraris, 2002).

1.3. Propiedades físicas:

El esmalte presenta las siguientes propiedades (Gómez de Ferraris, 2002):

✚ **Dureza:** Es la resistencia superficial de una sustancia a ser rallada o a sufrir deformaciones motivadas por presiones. El esmalte presenta una dureza que corresponde a un cinco en la escala de Mohs y equivale a la apatita. La dureza del esmalte decrece desde la superficie hacia la unión amelodentinaria.

✚ **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, con tendencia a macro y microfracturas cuando no tiene un apoyo dentinario elástico.

✚ **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.

✚ **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.

✚ **Radioopacidad:** Es la oposición al paso de los rayos Roentgen. Es muy alta debido a su alto grado de mineralización. El esmalte es la estructura más radioopaca del organismo humano.

2. EL ESMALTE BOVINO

Los dientes bovinos con respecto a los dientes humanos presentan muchas ventajas para su uso en la investigación de materiales dentales (Posada y cols., 2006). Entre estas ventajas se encuentran:

- Manipulación más fácil al ser dientes de mayor tamaño.
- Facilidad para su obtención.
- Menor incidencia de caries que en humanos, debido al tipo de dieta, a la abundancia de saliva y a la cantidad de los movimientos linguales.
- Similitud macroscópica y microscópica con los dientes humanos.

Los animales de origen bovino presentan ocho incisivos ubicados en la parte anterior del maxilar. Están dispuestos en forma de arco, con la parte convexa hacia los labios y la cóncava hacia el interior de la boca siguiendo un patrón similar al de los humanos.

A nivel macroscópico presentan, igual que los humanos, una corona y una raíz con un estrechamiento entre ambos (cuello) (Figura 12). La pulpa es de un tamaño superior a la de los humanos. Presentan también esmalte, dentina y cemento.

Superficialmente el esmalte maduro de bovino, posee coloración y brillo similar al humano, pero se diferencia de éste por tener mayor cantidad de líneas incrementales, generándole un aumento en su rugosidad. En el análisis químico por espectrografía de emisión, los componentes inorgánicos para el esmalte y la dentina, de dientes humanos y bovinos, son los mismos, pero con diferencias en la concentración de elementos tales como magnesio, plomo, plata y estroncio en el

esmalte, y en la concentración de plata y estroncio en la dentina (Puentes y Rincón, 2004).

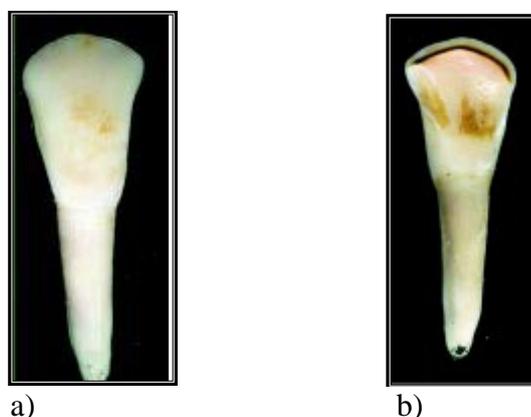


Figura 12. Superficie vestibular y superficie palatina de un incisivo bovino.

3. ADHESIÓN

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. 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 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).

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:

3.2.1. *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*.

Para que haya adhesión entre un líquido y un sólido debe existir un íntimo contacto entre las dos superficies y, para ello, la tensión superficial del líquido debe ser menor que la energía libre del sólido (Erickson, 1992).

3.2.2. *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, 1992).

3.2.3. *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, 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, 1997).

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 ha habido una continua y rápida evolución en los materiales adhesivos restauradores.

4.1. Técnica de grabado ácido.

La adhesión al esmalte comenzó a ser posible gracias a la introducción de la técnica de grabado con ácido fosfórico (Buonocuore, 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 (1962) desarrolló un nuevo tipo de resina compuesta. La principal innovación fue la matriz de resina de Bisfenol-A-

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, ya sea con ácido fosfórico, láctico, cítrico, etc, se basa principalmente en conseguir 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. Al mismo tiempo, por las anfractuosidades que se generan, se está aumentando la superficie de contacto entre el diente y la resina en unas 2.000 veces aproximadamente (Jendresen y Glantz, 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 qué superficie del esmalte se va 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 de 5 a 15 micras de profundidad que son altamente retentivos. 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, 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), quienes en sus estudios obtenían la misma fuerza adhesiva aplicando el ácido fosfórico durante 15 segundos que durante 60 segundos.

Gardner y Hobson (2001) no obtuvieron resultados satisfactorios al aplicar ácido fosfórico durante 15 segundos y concluyeron, al no encontrar diferencias en la fuerza adhesiva entre la aplicación durante 30 segundos o 60 segundos, que el tiempo óptimo de aplicación era de 30 segundos. 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 y 1995) 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.

4.1.1. Patrones de grabado.

Los prismas presentan en condiciones normales cinco patrones morfoestructurales distintos cuando se utiliza la técnica de grabado ácido. Silverstone describió en 1975 los patrones de grabado de los tipos I, II y III (Figura 13), mientras que unos años más tarde, en 1979 fueron descritos los tipos IV y V por Galil y Wright (Figuras 14 y 15):

- 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.

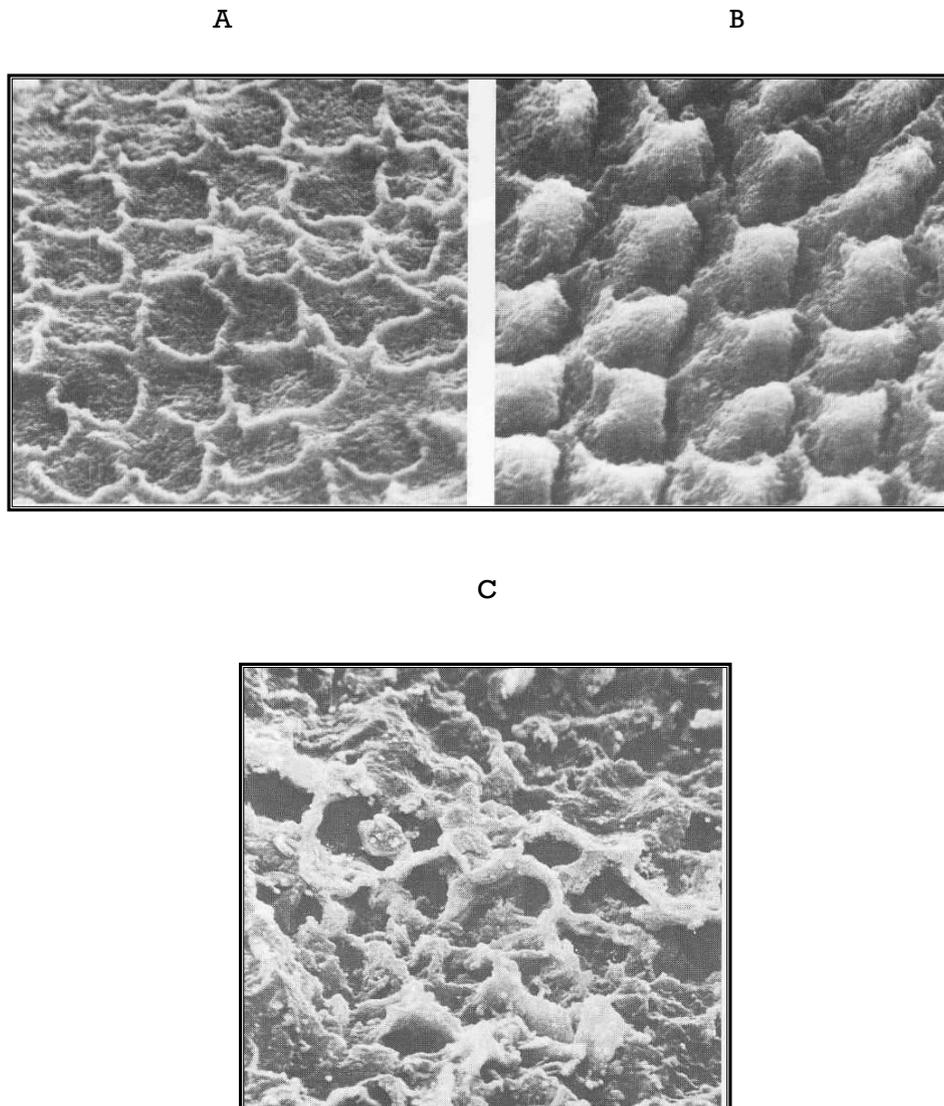


Figura 13. Patrones de grabado en el esmalte. A, patrón de grabado tipo I, donde se ha erosionado preferentemente el corazón del prisma. B, el patrón de grabado tipo II donde los límites del prisma se han erosionado de manera preferente. C, el patrón tipo III de erosión indiscriminada (Eisenmann, 1986).



Figura 14. Patrón de grabado tipo IV (Cehreli y Altay, 2000).

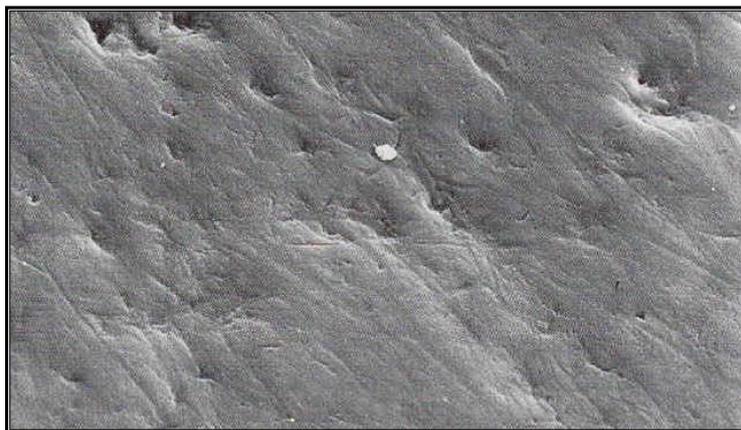


Figura 15. Patrón de grabado tipo V (Cehreli y Altay, 2000).

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 (Cehreli y Altay, 2000).

4.1.2. Alternativas a la técnica de grabado con ácido fosfórico.

4.1.2.1. Uso de otros ácidos.

También se ha propuesto el uso de otros ácidos grabadores, tales como el ácido maleico, el ácido nítrico, el ácido poliacrílico, el ácido sulfúrico o el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA).

La mayoría de autores coinciden en que los valores de fuerza adhesiva obtenida con *ácido maleico* son muy inferiores a los obtenidos con ácido fosfórico (Urabe y cols., 1999; Bishara y cols., 2001; Benderli y cols., 1999). Aunque otros autores, por el contrario, han obtenido valores en las fuerzas de adhesión similares entre ambos ácidos (Barkmeier y Ericsson, 1994).

El *ácido nítrico* al 2,5 % es otra alternativa, aunque los valores de fuerza adhesiva son también inferiores a los obtenidos con ácido fosfórico (Gardner y Hobson, 2001).

El *ácido poliacrílico* produce un patrón de grabado mucho más débil que el ácido fosfórico, pero contiene un ión sulfato que se une a la superficie del esmalte aumentando su resistencia mecánica. Se forman unos cristales que aumentan la retención de la resina y disminuyen la penetración de la misma por el esmalte grabado, de forma que la resina apenas penetra en el esmalte, por lo que el descementado es más sencillo y hay un efecto mínimo sobre la estructura superficial del esmalte (Maijer y Smith, 1986).

El *ácido sulfúrico* fue utilizado por primera vez para el grabado del esmalte para cementar brackets por Årtun y Bergland en 1984, pero obtuvieron una tasa de

descementado de brackets muy alta (a las dos semanas se habían descementado casi la totalidad de los brackets).

El *EDTA* fue estudiado también por Cehreli y Altay (2000) obteniendo buenos resultados sobre esmalte profundo, pero no sobre esmalte superficial, en el que se obtenía un patrón de grabado de tipo V.

4.1.2.2. *Acondicionadores que no necesitan lavado (NRC).*

Ante los inconvenientes que derivan del lavado en la aplicación de la técnica convencional de grabado ácido, algunas casas comerciales han sacado al mercado productos que acondicionan el esmalte dental sin la necesidad del posterior lavado, por lo que disminuye el riesgo de contaminación por saliva (Cehreli y Altay, 2000).

Estos agentes grabadores contienen ácidos orgánicos y monómeros en una base acuosa. El ácido itatónico actúa como imprimador, se copolimeriza con el agente adhesivo utilizado posteriormente y sus grupos carboxílicos se adhieren al calcio de la superficie dental (NRCTM non-rinse conditioner. Technical manual).

Vicente y cols. (2005) obtuvieron valores de fuerza adhesiva similares al comparar el uso de uno de estos productos frente a la técnica de grabado convencional, con los beneficios añadidos de que encontraron una menor cantidad de adhesivo remanente en la superficie del esmalte tras el descementado cuando utilizaron el NRC. Además, al igual que Cehreli y Altay (2000), en las observaciones realizadas al microscopio electrónico de barrido observaron un patrón de grabado más conservador al utilizar el NRC que con la técnica de grabado con ácido fosfórico. En este último estudio (Cehreli y Altay, 2000), incluso con una

aplicación prolongada de NRC no se llegaron a destruir los prismas del esmalte y la fuerza adhesiva obtenida fue aceptable. Por lo que desde un punto de vista clínico se podría considerar una posibilidad el uso de estos acondicionadores para el cementado de brackets.

4.2. Sistemas Adhesivos.

El desarrollo de la adhesión al diente (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 (Jiménez Planas, 2007).

Se puede definir el término “*Sistema Adhesivo*” como “el conjunto de materiales que sirven para realizar todos los pasos de la adhesión del material restaurador al diente, que son: preparación de la superficie del esmalte y de la dentina, adhesión química y/o micromecánica al esmalte y a la dentina y adhesión química al material restaurador” (Vega del Barrio, 1996).

4.2.1. Requisitos de los sistemas adhesivos.

Los requisitos más importantes que debe tener un material adhesivo según Vega del Barrio (1996) son:

- Capacidad reactiva al calcio y al colágeno para producir una adhesión química a los tejidos duros del diente.

- Tensión superficial adecuada para que humecte la superficie y se produzca el fenómeno de capilaridad en las microrretenciones.
- Baja viscosidad para que fluya en el interior de estas microrretenciones.
- Hidrofilia, para que sea capaz de actuar en condiciones de humedad.
- 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.
- Resistencia elevada para que no se produzca fractura cohesiva del material.
- Resistencia adhesiva elevada, debiéndose adquirir esta resistencia en el mínimo período de tiempo posible.
- Elasticidad y flexibilidad para que no se deforme permanentemente y absorba las tensiones que se producen sobre la restauración o el material adherido.
- Que sea insoluble a los fluidos orales y que sea ácido-resistente.
- Bactericida y bacteriostático, para eliminar los posibles gérmenes que hayan quedado tras la preparación.
- Cariostáticos, mediante la liberación de flúor.
- Biocompatible.
- Fácil de manipular.

En la actualidad no existe ningún adhesivo que cumpla todos estos requisitos.

4.2.2. Componentes de los sistemas adhesivos.

4.2.2.1. 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 nuevas resinas acídicas (Phenil-P, MDP) (Vega del Barrio, 1996).

4.2.2.2. Imprimador.

Su función es preparar el sustrato para recibir de forma más efectiva la resina. Debe ser altamente hidrofílico y compatible con las resinas hidrofóbicas. Este elemento está presente solamente en algunos sistemas adhesivos más complejos (Vega del Barrio, 1996).

4.2.2.3. Adhesivo.

Es la resina que produce la adhesión y su principal requisito es que sea humectante. Puede contener monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos.

- *Monómeros hidrofílicos:* Aprovechando precisamente la humedad de la dentina, son los encargados de conseguir la unión a la dentina impregnando la capa híbrida y formando “tags”. Son monómeros como PENTA, HEMA, BPDM, TEGDMA o 4-META (Jiménez Planas, 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, 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 - Aminas. En algunas ocasiones se encuentran

asociados ambos tipos de activadores encontrándonos entonces ante un adhesivo de fraguado dual (Jiménez Planas, 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, 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.

Los solventes muy volátiles pueden tener problemas en su manipulación porque si dejamos abierto el bote de adhesivo se evaporan con facilidad y la proporción resina-solvente se altera y con ella las propiedades del producto. Es por ello que se están desarrollando nuevos adhesivos en botes monodosis (Jiménez Planas, 2007).

4.2.3. Clasificación de los adhesivos.

Hay diversas clasificaciones para los sistemas adhesivos dentales siguiendo distintas consideraciones: 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 y los clasifica en adhesivos no autograbadores o convencionales y adhesivos autograbadores.

4.2.3.1. Clasificación según el sistema de activadores.

Los sistemas adhesivos se pueden clasificar según el sistema de activadores que contienen en fotopolimerizables, auto o quimiopolimerizables, y en duales (foto y quimiopolimerizables) (Vega del Barrio, 1996).

4.2.3.2. Clasificación por generaciones.

Es la clasificación más empleada y se basa en la aparición cronológica del sistema adhesivo en el mercado odontológico. Se considera que existen seis o siete generaciones de adhesivos (Van Meerbeek y cols., 1993; Van Meerbeek y cols., 1994). Esta clasificación es quizá la menos científica, pero nos permite entender mejor la infinidad de presentaciones comerciales en las que nos presentan los adhesivos.

4.2.3.2.1. Sistemas Adhesivos de 1ª generación.

Son los primeros que se utilizaron. Consistían en el grabado ácido exclusivamente del esmalte y la utilización de una resina hidrofóbica sobre el barrillo dentinario. No adherían prácticamente nada a la dentina, ya que el barrillo dentinario evitaba la adhesión y era imprescindible que el sustrato estuviera seco: técnica seca (Jiménez Planas, 2007).

4.2.3.2.2. *Sistemas Adhesivos de 2ª generación.*

Para conseguir la adhesión también a la dentina se utilizaba sobre ella un ácido leve que eliminaba o modificaba el barrillo dentinario y posteriormente se colocaba una mezcla de resina hidrofílica e hidrofóbica para minimizar el problema de la humedad (Jiménez Planas, 2007).

4.2.3.2.3. *Sistemas Adhesivos de 3ª generación.*

Comienza a realizarse el grabado integral en esmalte y dentina con ácido fosfórico (Jiménez Planas, 2007).

4.2.3.2.4. *Sistemas Adhesivos de 4ª generación.*

Se describe la formación de la capa híbrida y se comienza a utilizar la técnica húmeda. Tras el grabado integral con ácido fosfórico al 37%, se utilizan un acondicionador hidrofílico (resina hidrofílica) y una resina hidrofóbica.

Los adhesivos de 4ª generación se presentan normalmente en 3 botes. En el primero (*grabador*) se encuentra el ácido fuerte (ortofosfórico al 37%), en el segundo bote (*imprimador*) se encuentran las resinas hidrofílicas y el fotoactivador y en el tercer bote (*adhesivo*) tendremos las resinas hidrofóbicas y los fotoactivadores. Todos estos adhesivos pueden convertirse en adhesivos de fraguado dual si les añadimos en la composición del imprimador y del adhesivo el peróxido de benzoilo y si el sistema trae un cuarto bote con aminas para mezclarlo en el momento de llevarlo a boca (Jiménez Planas, 2007).

4.2.3.2.5. *Sistemas Adhesivos de 5ª generación.*

Los adhesivos de la 5ª generación surgen del afán de las casas comerciales de reducir los tiempos y el número de pasos de la técnica de aplicación. Para ello reducen los botes a dos dejando en el primero el ácido grabador y en el segundo una mezcla de imprimador y adhesivo de la que forman parte tanto la resina hidrofílica como la hidrofóbica, el fotoactivador y el peróxido de benzoilo. Como en los de cuarta generación, para convertirlos en duales hace falta un tercer bote con las aminas. Estos adhesivos han dado en llamarse monocomponentes y son los más usados en la actualidad. Si bien su capacidad adhesiva es algo peor que los de la generación anterior, ésta sigue siendo buena y se mejora si añadimos más de una capa de adhesivo con nuestra técnica de aplicación (Jiménez Planas, 2007).

4.2.3.2.6. *Sistemas Adhesivos de 6ª generación.*

Los de última generación se han dado en llamar autograbadores. La misma resina que sirve de adhesivo graba el esmalte y la dentina.

Estos sólo tienen un bote que cumple las tres funciones, la de grabador porque contiene resinas acídicas, la del imprimador pues contiene la resina hidrofílica y la del adhesivo por contener la resina hidrofóbica. También contiene los activadores fotoquímicos y puede convertirse en dual añadiéndole las aminas (Jiménez Planas, 2007).

4.2.3.3. Clasificación según su acción sobre el barrillo dentinario (Vega del Barrio, 1996).

4.2.3.3.1. *Adhesivos que conservan el barrillo dentinario.*

Se encuentran los de la 1ª generación.

4.2.3.3.2. *Adhesivos que modifican el barrillo dentinario.*

Se encuentran los de 2º y 6ª generación.

4.2.3.3.3. *Adhesivos que eliminan el barrillo dentinario.*

Se encuentran los de 3ª, 4ª y 5ª generación.

4.2.3.4. Clasificación según la constitución física (Vega del Barrio, 1996).

Esta clasificación hace referencia a la forma de presentación física del sistema adhesivo: multibotes o multicomponentes y monobotes o monocomponentes.

4.2.3.4.1. *Sistemas Adhesivos Multicomponentes:*

Son los que comprenden hasta la 4ª generación. Estos sistemas adhesivos son los más efectivos pero, debido a sus múltiples pasos de aplicación, están comercialmente proscritos.

4.2.3.4.2. *Sistemas Adhesivos Monocomponentes:*

Se corresponden con los de 5ª generación. Actualmente se siguen utilizando mucho, aunque tienen el problema de que son muy sensibles a la técnica por el problema de la humedad.

4.2.3.5. Clasificación según el mecanismo de adhesión.

Van Meerbeek y cols. (2000) propusieron un sistema de clasificación que se sustenta en el mecanismo de adhesión utilizado, y distinguieron los adhesivos en sistemas adhesivos convencionales, sistemas adhesivos autograbadores y ionómeros de vidrio.

4.2.3.5.1. *Sistemas adhesivos convencionales.*

A este grupo pertenecen los sistemas adhesivos que emplean la técnica de grabado total como mecanismo acondicionador de la estructura dental. El mecanismo de acción de estos sistemas se resume de la siguiente manera: previo acondicionamiento de la superficie del esmalte con una aplicación de ácido fosfórico al 37% durante 15-30 segundos, 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 macro y microtags de resina (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 la dentina, debido a las características especiales de dicho sustrato (Van Meerbeek y cols., 2002).

4.2.3.5.2. *Sistemas adhesivos autograbadores.*

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 de adhesivos de autograbado.

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 Dickens, 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 humecta el sustrato y prepara los tejidos para la posterior infiltración de los monómeros de resina.

Estos sistemas se empezaron a comercializar a principios de los años 90. En un principio se utilizaron sólo como un sistema acondicionador de la dentina porque su capacidad de adhesión al esmalte era pobre. Hoy en día, se cuenta con formulaciones químicas que son capaces de actuar de manera efectiva tanto en el esmalte como en la dentina (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, maléico, nítrico) no lavable que después de actuar durante 15-30 segundos 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*", es decir, el agente acondicionador, el imprimador y el adhesivo se encuentran mezclados químico y físicamente en un solo bote, por lo

tanto, 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 (Perdigao 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 μm , la cual crea una suficiente superficie microporosa capaz de brindar una adecuada microrretención; 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).

La diferencia en el pH influye directamente en la capacidad de desmineralización del sistema adhesivo, es decir, a menor pH, mayor capacidad de desmineralización (Yoshiyama y cols., 1998).

Según los estudios de Van Meerbeek y cols. (2000) y Yoshida y cols. (2000), los monómeros funcionales (grupos carboxílicos o fosfatos) de los sistemas autograbadores moderados son capaces de interactuar molecularmente con la hidroxiapatita y establecer un enlace interatómico perdurable.

De acuerdo con Van Meerbeek y cols. (2000), éste mecanismo de adhesión es menos agresivo que aquellos que utilizan la técnica de grabado ácido convencional. Así, gracias a la interacción química entre la hidroxiapatita y el monómero mejora significativamente la resistencia al proceso de degradación hidrolítica del adhesivo (Sano y cols., 1995). Los sistemas adhesivos con un pH menor o igual a 1 actúan de manera similar a los sistemas convencionales. Es decir, el fenómeno de adhesión ocurre porque el monómero ocupa el espacio creado por el agente acondicionador

(microporosidades) y se establece la traba mecánica (Blunck, 2002; Gordan y cols., 1998; Inoue y cols., 2000).

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 (Perdigao 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. Con los adhesivos que utilizan la técnica tradicional de grabado se conseguían valores de 39-40 MPa, mientras que con los de autograbado los valores no superaban los 30 MPa. Sin embargo, los sistemas adhesivos de autograbado “moderados” o con un pH de ± 2 demostraron resultados similares a los adhesivos de grabado previo.

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. En este sentido Peumans y cols. (2007)

demonstraron la efectividad de un adhesivo autograbadador de dos pasos en restauraciones de Clase V durante 5 años grabando previamente el esmalte dental con ácido fosfórico al 40%.

4.2.3.5.3. Ionómeros de vidrio.

Los cementos de ionómero de vidrio 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.

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, 1996).

Todos los cementos de ionómero de vidrio se adhieren químicamente al esmalte y a la dentina. La adhesión se efectúa al reaccionar los grupos carboxilo de los ácidos policarboxílicos con el calcio de la estructura dental, y tal vez con el colágeno de la dentina. Para que esta unión sea efectiva es necesario que exista un contacto íntimo entre la superficie del material y el tejido dentario. La unión es más importante al esmalte que a la dentina ya que se hace fundamentalmente a expensas de la hidroxiapatita. Los valores de unión al esmalte oscilan entre 2.6-9.6 MPa y a la dentina entre 1.1-4.5 MPa (Hidalgo Arroquia, 1996).

La capacidad adhesiva de los cementos de ionómero de vidrio viene limitada más bien por la propia capacidad de cohesión. Es decir, por los fallos de unión y

estabilidad de estos materiales, en los que son frecuentes las fracturas dentro de la misma masa del cemento, más que en la interfase cemento-tejido dentario.

La incorporación posterior 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 o a los giómeros.

5. ADHESIÓN EN ORTODONCIA

5.1. Evolución histórica

Los aparatos fijos tienen su origen en la figura de Edward H. Angle, quien diseñó el aparato de 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 se basaban en un arco vestibular grueso, de forma ideal, hacia el cual los dientes se movían por distintos métodos (Bravo, 2003).

El primer aparato 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 el aparato de pin y tubo que consistía en la colocación de bandas cementadas en todos o casi todos los dientes. Con este tipo de aparato se controlaba de forma individual cada uno de los dientes. En 1916 apareció el aparato de arco cinta y por primera vez el bracket tenía una ranura donde se insertaba el arco. Por último, en 1925, Angle desarrolló el aparato de 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, 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 Marjenhoff, 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, 1990).

Los sistemas de adhesión de brackets han progresado significativamente hasta nuestros días.

Según Canut (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.

5.2. Adhesión al metal

Los brackets utilizados de manera tradicional en ortodoncia son de metal, por lo que es interesante conocer algunas nociones básicas sobre la adhesión al 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, 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, 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, 1996).

La adhesión a determinadas aleaciones puede mejorarse también mediante el tratamiento de la superficie de la aleación con galio, colocando una solución de galio-estaño en la correspondiente superficie metálica. Sin embargo, este método sólo tiene sentido en las aleaciones metálicas dentales nobles (Schmidseder, 1999).

Desde el punto de vista químico, los sistemas adhesivos incorporan monómeros, como puede ser el 4-META, que reaccionan con la capa oxidada superficial del metal. Por ello, funcionan mejor con las aleaciones no nobles o seminobles que con las nobles ya que estas se oxidan menos (Vega del Barrio, 1996).

5.3. La base del bracket metálico

La base del bracket metálico presenta una retención mecánica constituida por una micromalla soldada a dicha base (Figura 16), 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 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, 2000).

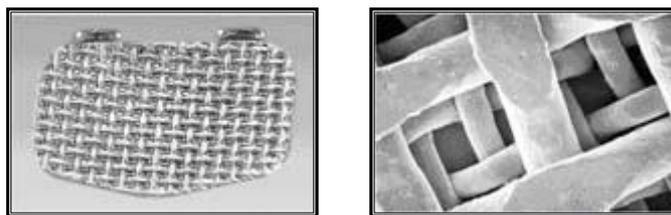


Figura 16. Imagen de la base de un bracket metálico Discovery® (Dentaurum, Ispringen, Alemania).

La retención de la base de los brackets actuales es aceptable y puede incrementarse mediante fotograbado, chorreado con arena y óxido de aluminio y aplicación de silano. La fuerza de adhesión mínima para los brackets es de 6 a 8 MPa (Carstensen, 1993).

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, 1996).

5.5. El fracaso en la adhesión del bracket

Uno de los problemas que con más frecuencia debe abordar un clínico en ortodoncia es el fallo en la adhesión de un 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. Se ha sugerido la hipótesis de que la degradación bacteriana de los compuestos de resina podría ser otra razón que explique estos descementados tardíos (Donker y cols., 2001). Dicha hipótesis se basaba en la observación de brackets que se mandaban a ciertas empresas de reciclaje y que presentaban láminas de composite degradadas e incubadas con bacterias. Sin embargo, Donker y cols. (2001) no encontraron signos de degradación del composite por colonización bacteriana en sus estudios y, por tanto, no apoyan dicha hipótesis.

Según un estudio realizado por Elekdag-Turk y cols. (2008), los brackets 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 fallo en la adhesión (Thiyagarajah y cols., 2006).

El fallo en la adhesión de un bracket a lo largo del tratamiento ortodóntico supone un cierto retraso en la evolución del mismo, ya que implica una nueva recolocación del 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 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 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, 1995).

Hay autores que han sugerido otras alternativas al fresado con instrumentos rotatorios para la eliminación del adhesivo remanente tras el descementado de los 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).

Merecen una especial atención los dientes que presentan lesiones de mancha blanca (relativamente frecuentes en pacientes portadores de aparatos fijos con higiene oral deficiente). Estos dientes podrían ser más susceptibles a la pérdida de esmalte superficial durante la remoción del adhesivo tras el descementado del bracket. En estos casos está más aconsejado el uso de fresas y copas de pulido que discos, pues con estos últimos se elimina más cantidad de esmalte que con las fresas. 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).

III. OBJETIVOS

1. Evaluar el efecto en la fuerza adhesiva después de llevar a cabo 3 secuencias de cementado / descementado con brackets nuevos en el mismo diente utilizando cuatro métodos de acondicionamiento del esmalte.
2. Evaluar el efecto en el porcentaje de área ocupada por adhesivo en el diente después del descementado del bracket, tras llevar a cabo 3 secuencias de cementado / descementado con brackets nuevos en el mismo diente utilizando cuatro métodos de acondicionamiento del esmalte.
3. Evaluar los cambios estructurales producidos en la superficie del esmalte después de llevar a cabo las 3 secuencias de cementado / descementado de brackets nuevos en el mismo diente con cada uno de los cuatro métodos de acondicionamiento del esmalte.

IV. MATERIAL Y MÉTODO

1.- Dientes:

Se utilizaron 135 incisivos centrales superiores de origen bovino. Se obtuvieron maxilares bovinos directamente del matadero y se procedió a la extracción de cada diente con botadores de Bein nº 559/1 y 559/2 (Carl Martin, Solingen-Langenfeld, Alemania) y fórceps del nº 1 y nº 13 (Carl Martin, Solingen-Langenfeld, Alemania). Los dientes fueron lavados en agua destilada para eliminar cualquier resto de sangre. Con una hoja de bisturí del nº15 (Aesculap, B. Braun, Barcelona, España) se eliminaron todos los restos de encía y tejido periodontal de la raíz de los mismos y se sumergieron en una solución de Timol al 0,1 % con la finalidad de impedir cualquier proliferación bacteriana. Seguidamente, se almacenaron en agua destilada en una cámara que mantuvo la temperatura constante a 37° C, el agua fue cambiada cada 24 horas para evitar su deterioro hasta el momento de su uso. Todas las muestras fueron almacenadas durante un periodo de tiempo inferior a un mes antes de realizar el test de fuerza adhesiva.

80 de los 135 incisivos fueron utilizados para realizar un test de fuerza adhesiva. Cada uno de estos dientes se colocó en un cilindro plástico de 4 cm de longitud con un diámetro interno de 3 cm. El cilindro se rellenó con escayola tipo IV y se introdujo la raíz de la pieza en la escayola, quedando la corona dental en la parte externa (Figura 17).

Los 55 incisivos restantes se utilizaron para llevar a cabo observaciones de los cambios de la superficie del esmalte al MEB. Cada uno de estos dientes fue seccionado a nivel del cuello con una fresa de diamante (Komet FG 6076-016, Besigheim, Alemania), usamos la parte coronal y se desechó la porción radicular.



Figura 17. Muestra montada en escayola en el cilindro plástico.

2.- Brackets:

Se utilizaron 300 brackets de incisivos centrales superiores (Victory Series[®], 3M Unitek Dental Products, Monrovia, California) (Figura 18), de los cuales 240 se usaron para el test de fuerza adhesiva y 60 para las observaciones mediante microscopio electrónico de barrido. El área de la base del bracket fue calculada utilizando un equipo de análisis de imagen y software MIP 4 (Microm Image Processing Software. Digital Systems, Barcelona, Spain). La media del área de la base del bracket obtenida fue de 10.25 mm².



Figura 18. Bracket de incisivo central superior Victory Series[®].

3.- Procedimiento adhesivo:

Los 80 incisivos se dividieron en cuatro grupos. Todos ellos fueron limpiados y pulidos previamente con una copa de goma y una pasta de pulido sin flúor (Détartrine[®], Septodont. Saint-Maur, Francia). A cada diente se le cementó un bracket en la superficie vestibular siguiendo las instrucciones del fabricante para cada producto. Las composiciones de los productos utilizados se encuentran en la tabla 1.

- Grupo I (n=20): La superficie vestibular fue grabada con gel de ácido ortofosfórico al 37% (Total Etch, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) durante 30 segundos. El esmalte se lavó con agua y se secó completamente con aire comprimido. Se aplicó una capa del imprimador Transbond XT[®] (3M Unitek Dental Products, Monrovia, California) a la superficie vestibular. Posteriormente se aplicó la pasta Transbond XT[®] (3M Unitek Dental Products, Monrovia, California) a la base del bracket, el cual se presionó firmemente contra el diente en su cara vestibular. El exceso de adhesivo se eliminó de alrededor de la base del bracket con una sonda y se fotopolimerizó con una lámpara Ortholux XT[®] (3M Unitek Dental Products, Monrovia, California) durante 10 segundos en la parte mesial y 10 segundos en la parte distal del bracket.
- Grupo II (n=20): Los brackets se cementaron igual que en el Grupo I.
- Grupo III (n=20): El esmalte se trató con Transbond Plus Self Etching Primer (TSEP[®]) (3M Unitek Dental Products, Monrovia, California), el cual fue frotado generosamente sobre la superficie vestibular del diente durante 5 segundos con un bastoncito desechable suministrado por el propio sistema. Se

secó con aire libre de humedad y se cementó el bracket con la pasta Transbond XT[®], igual que en el grupo I.

- Grupo IV (n=20): Se utilizó un acondicionador que no requiere lavado (Non Rinse Conditioner (NRC[®]), Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemania). Se frotó la superficie del esmalte con un bastoncito empapado en NRC[®] y se dejó actuar durante 20 segundos. Se secó con aire comprimido libre de humedad y se procedió al cementado del bracket con el sistema Transbond XT[®] (imprimador y pasta) como en el grupo I.

Tabla 1. Composición y número de lote de acuerdo a las M.S.D.S. (Material Safety Data Sheets) del fabricante de cada producto.

Producto	Composición	% en Peso	Nº Lote
Transbond XT Pasta	Silano tratado con cuarzo	70-80	6XA/6EB
	Bisfenol A diglicidil eter dimetacrilato	10-20	
	Bisfenol A Bis (2-hidroxietyl eter) dimetacrilato	5-10	
	Diclorodimetilsilano producto reactivo con silice	<2	
Transbond XT Primer	Trietilen glicol dimetacrilato	45-55	6XA/6EB
	Bisfenol A diglicidil eter dimetacrilato	45-55	
TSEP	Metacrilato ester derivado	75-85	221007B
	Agua	15-25	
NRC	Ácido itacónico	2,5-10	0609000917
	Ácido maleico	2,5-10	

4.- Almacenamiento de las muestras:

Los especímenes se sumergieron en agua destilada y se mantuvieron en una estufa a una temperatura de 37° C durante 24 horas (International Organization for Standardization, 1994).

5.- Test de fuerza adhesiva:

La fuerza adhesiva se midió con una máquina universal de ensayos (Autograph AGS-1KND, Shimadzu, Kyoto, Japan) la cual constaba de una célula de carga de 1 KN, conectada a una barra metálica con una terminación en bisel de 30° (Figura 19). La velocidad de la cabeza de la máquina fue de 1 mm/min. (International Organization for Standardization, 1994).



Figura 19. Máquina Universal de Ensayos tipo Autograph AGS-1KND. Unidad Docente de Ortodoncia de la Universidad de Murcia.

Los especímenes se colocaron en la base de la máquina de forma que la terminación biselada de la barra metálica incidiera en la zona entre la base y las aletas del bracket, produciendo una fuerza paralela a la superficie del diente en dirección incisoapical (Figura 20).



Figura 20. Terminación biselada de la máquina universal de ensayos incidiendo sobre el espacio entre la base y las aletas del bracket en una de las muestras.

La fuerza requerida para descementar cada bracket se registró en Newtons (N) y se convirtió a Megapascales (Mpa) teniendo en cuenta la superficie del área de la base del bracket: $Mpa=N/mm^2$.

6.- Secuencias de cementado y descementado de los brackets:

Los procesos de cementado y descementado se repitieron un total de 3 veces en el mismo diente (secuencia 1, 2 y 3). Se utilizó un bracket nuevo en cada una de las secuencias de cementado.

Tras el descementado de los brackets con la máquina universal de ensayos, se eliminó de la superficie del esmalte el material adhesivo remanente con una fresa de pulido (Komet FG H22 GK016, Besigheim, Germany).

Los brackets se cementaron en las distintas secuencias siguiendo el protocolo de adhesión descrito para cada grupo con anterioridad, excepto en el grupo II en el que en las secuencias 2 y 3 de cementado de brackets se prescindió del ácido fosfórico y se aplicó directamente sobre el esmalte el imprimador del sistema Transbond XT[®].

7.- Evaluación del adhesivo remanente:

Se determinó el porcentaje del área de la base del bracket cubierta con adhesivo utilizando un equipo de análisis de imagen (Sony dxc 151-ap video cámara conectado a un microscopio Olympus SZ11) (Figuras 21 y 22) y software MIP4 Advanced (Microm Image Processing Software, Digital Image Systems, Barcelona, Spain) (Figuras 23 a 27).

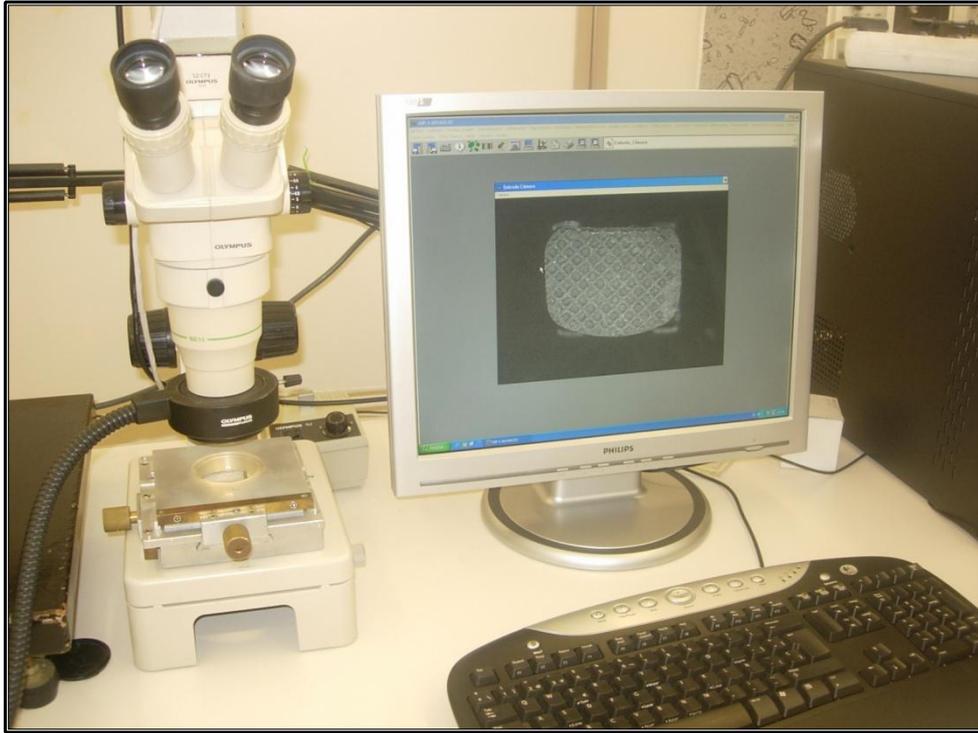


Figura 21. Equipo de análisis de imagen utilizado. Servicio de Análisis de Imagen del Servicio de Apoyo a la Investigación (SAI) de la Universidad de Murcia.



Figura 22. Vídeo Cámara Sony dxc 151-ap conectada al Microscopio Olympus SZ11 utilizado para obtener la imagen del adhesivo remanente en la base del bracket. Servicio de Análisis de Imagen del Servicio de Apoyo a la Investigación (SAI) de la Universidad de Murcia.

El porcentaje del área ocupada por adhesivo remanente en el diente después del descementado se obtuvo de la diferencia entre el 100% y el porcentaje de área cubierta de adhesivo en el bracket.

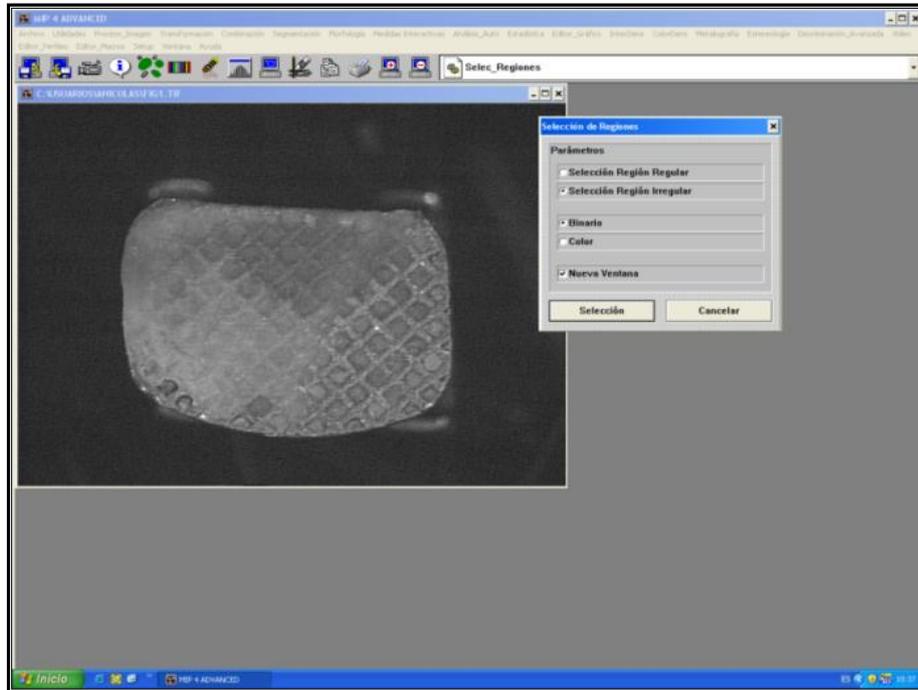


Figura 23. Escaneo y digitalización de la base del bracket con el sistema de imagen.

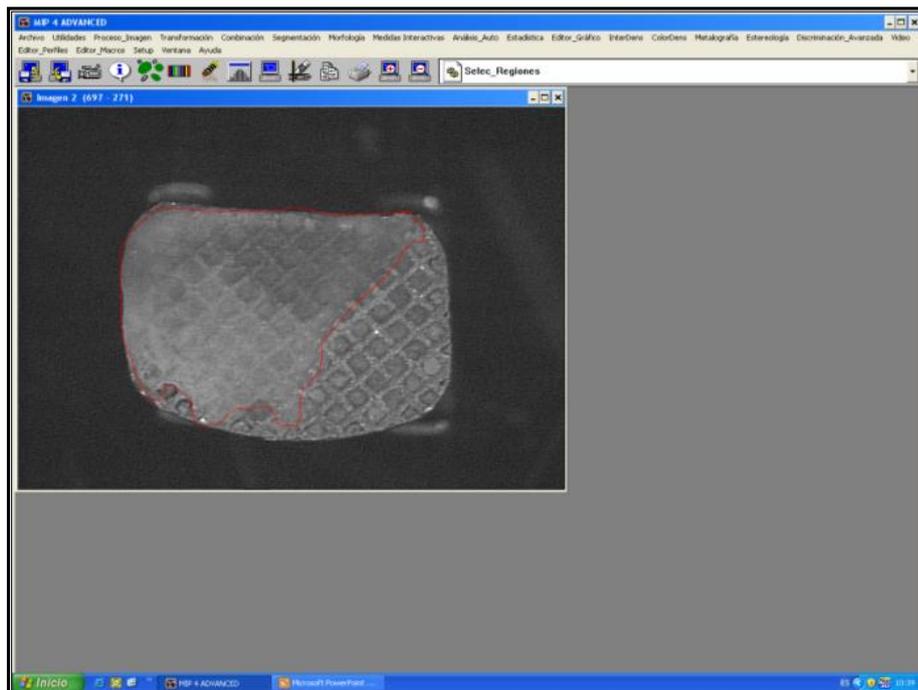


Figura 24. Selección a mano alzada de la región de la base del bracket ocupada por adhesivo remanente.

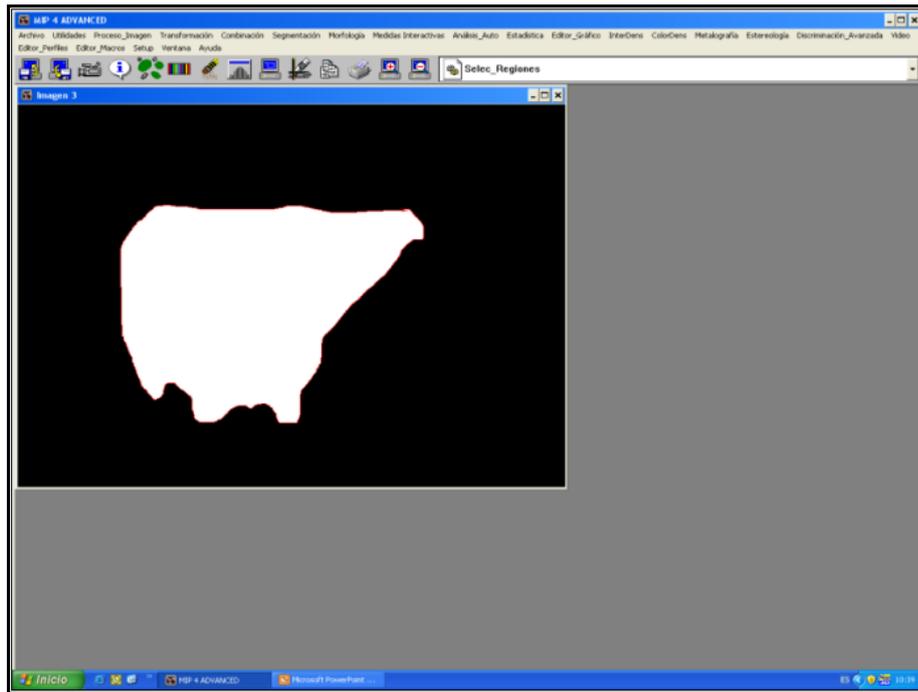


Figura 25. Área de la base del bracket ocupada por adhesivo remanente.

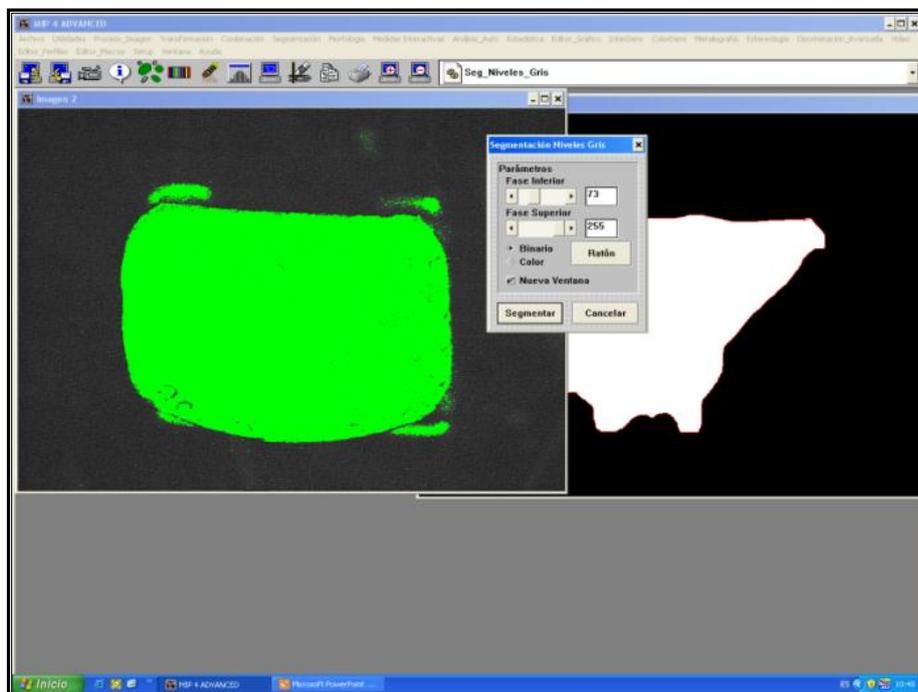


Figura 26. Segmentación de los niveles de gris para la medición del área total de la base del bracket.

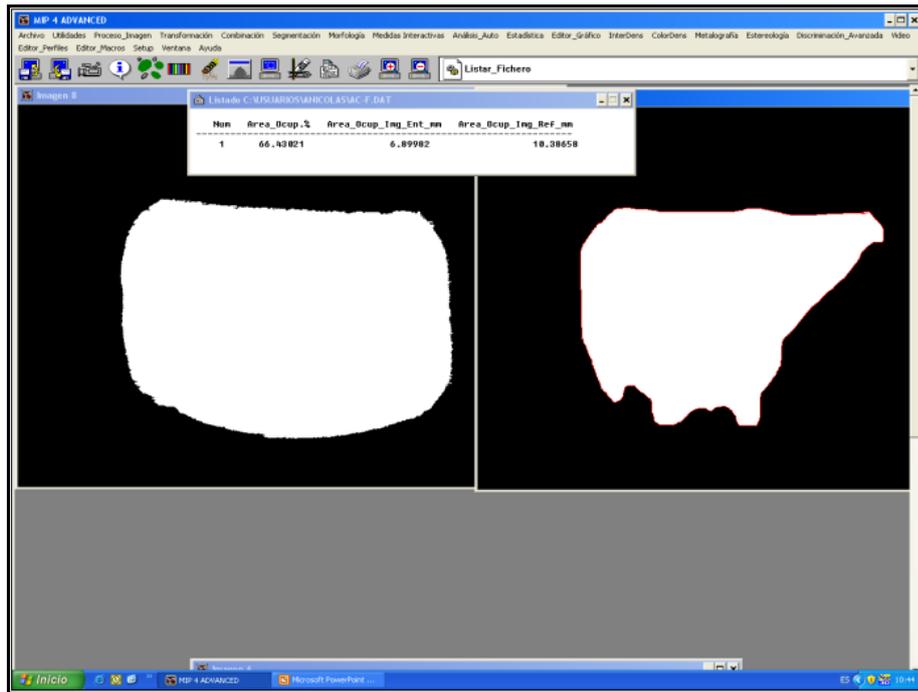


Figura 27. Medición del porcentaje del área de la base del bracket ocupada por adhesivo remanente.

7.1.- Medición del error intraexaminador:

Se midió el adhesivo remanente de 25 brackets en dos ocasiones con un intervalo de tiempo entre ambas mediciones de quince días. Las dos mediciones fueron realizadas por un mismo investigador.

Los datos se analizaron mediante el test T para dos muestras relacionadas y el test de correlación de Pearson. Se estimó como nivel de significación $p < 0,05$.

No se detectaron diferencias significativas entre las primeras y las segundas mediciones del adhesivo ($p = 0,99$) y el test de correlación de Pearson detectó una correlación significativa entre ambas mediciones ($p = 0,00$ y $r = 0,82$)

8.- Análisis estadístico:

Se compararon los valores de fuerza adhesiva y del porcentaje de área ocupada por adhesivo sobre el diente de los cuatro grupos en cada una de las tres secuencias de cementado/descementado y también se analizaron las diferencias entre las distintas secuencias de cementado para cada material.

A los datos de fuerza adhesiva y del porcentaje de área ocupada por adhesivo en el diente se les aplicó el test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov y el test de homogeneidad de varianzas de Levene. Cuando los datos cumplieron los criterios de normalidad o de homogeneidad de varianzas, se determinó la existencia de diferencias significativas mediante el análisis de variación de un factor (ANOVA) y el test de comparaciones múltiples de Scheffé ($p < 0,05$). Cuando los datos no cumplieron los criterios de normalidad y homogeneidad de varianzas se analizaron con el test de Kruskal-Wallis ($p < 0,05$), encontrando los grupos que tenían diferencias significativas con el test de Mann-Whitney para dos muestras independientes. Para evitar la acumulación de errores de comparaciones múltiples, se modificó el nivel de significación dividiendo éste ($p < 0,05$) entre el número de comparaciones realizadas (corrección de Bonferroni), de forma que el nivel de significación quedó establecido en $p < 0,017$ para 3 comparaciones y en $p < 0,008$ para 6 comparaciones.

9.- Observaciones al microscopio electrónico de barrido (MEB):

Se utilizaron 55 dientes. Se realizaron observaciones de las superficies del esmalte tratadas y retratadas tras el descementado de los brackets con los protocolos

de acondicionamiento del esmalte descritos previamente. Se siguió el mismo protocolo de cementado y recementado de brackets que para el test de fuerza adhesiva, con la excepción de que para las observaciones al MEB (Figura 28) los brackets se descementaron con un alicate de descementar brackets (Leone P 1920-00 CE, Florencia, Italia).



Figura 28. Microscopio Electrónico de Barrido tipo Jeol 6100 y equipo informático utilizado para la digitalización de imágenes. Servicio de microscopía electrónica del Servicio de Apoyo a la Investigación (SAI) de la Universidad de Murcia.

Los dientes tratados con TSEP[®] se lavaron con acetona durante 10 segundos para eliminar el imprimador autograbador (Kanemura y cols., 1999). Después de

esto, todos los dientes se limpiaron con agua destilada en una cubeta de ultrasonidos durante 30 minutos y se secaron generosamente con aire comprimido. Las muestras se colocaron en unas pletinas específicas para el MEB y se trataron con un procedimiento de recubrimiento de oro con el sistema sputtering en un evaporador de oro (Thermo VG Scientific, Bio-Rad. Polaron Division, East Grinstead, Gran Bretaña).

Las superficies de los dientes se observaron en un MEB tipo Jeol 6100, (Tokyo, Japón), a 15 kV y a una distancia de 20 mm. Se visionaron imágenes a 1500x. Las imágenes más representativas de cada muestra se digitalizaron y se grabaron en archivos informatizados.

V. RESULTADOS

1. Fuerza adhesiva.

Al comparar los valores de adhesión de los cuatro métodos de acondicionamiento en cada una de las tres secuencias de cementado/descementado no se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre los cuatro procedimientos adhesivos ni en la secuencia 1 ($p=0,06$), ni en la 2 ($p=0,05$). Sin embargo, en la secuencia 3 la fuerza de adhesión proporcionada por el grupo II fue significativamente menor que la del grupo I ($p=0,000$). (Tabla 2) (Gráfico 1).

Al comparar los valores de adhesión de cada método de acondicionamiento en las distintas secuencias de cementado/descementado únicamente se detectaron diferencias significativas en el grupo II ($p=0,00$), donde la fuerza adhesiva en la secuencia 3 fue significativamente menor que en las secuencias 1 ($p=0,000$) y 2 ($p=0,000$). No se detectaron diferencias significativas para este grupo entre las secuencias 1 y 2 ($p=0,273$) (Tabla 2) (Gráfica1).

En cuanto al resto de grupos evaluados, no se detectaron diferencias significativas entre las 3 secuencias de cementado-descementado (grupo I $p=0,46$, grupo III $p=0,94$ y grupo IV $p=0,77$). (Tabla 2) (Gráfica 1).

Tabla 2. Media y desviación estándar (DE) de la fuerza adhesiva (MPa) de cada grupo (n=20) en cada secuencia de cementado/descementado. Grupo I: Ácido fosfórico al 37%; Grupo II: Ácido fosfórico al 37% grabando solo en la secuencia 1 de cementado, pero no en la 2 ni en la 3; Grupo III: TSEP®; Grupo IV: NRC®.

	GRUPO			
	I	II	III	IV
SECUENCIA DE DESCEMENTADO	Media ± D.E.	Media ± D.E.	Media ± D.E.	Media ± D.E.
1	10,50 ± 3,73	10,44 ± 3,55A	8,19 ± 3,19	8,07 ± 2,73
2	10,13 ± 3,61	9,23 ± 2,69A	7,60 ± 1,12	7,97 ± 2,20
3	9,42 ± 2,75 a	5,71 ± 1,56 Bb	7,85 ± 3,12	7,14 ± 2,62

En la misma columna, diferentes letras mayúsculas indican diferencias significativas ($p < 0,017$). Para cada fila, diferentes letras minúsculas indican diferencias significativas ($p < 0,008$). Tanto para las filas como para las columnas, los valores sin marcar con letras indican que no hay diferencias significativas con ningún otro valor ($p > 0,05$).

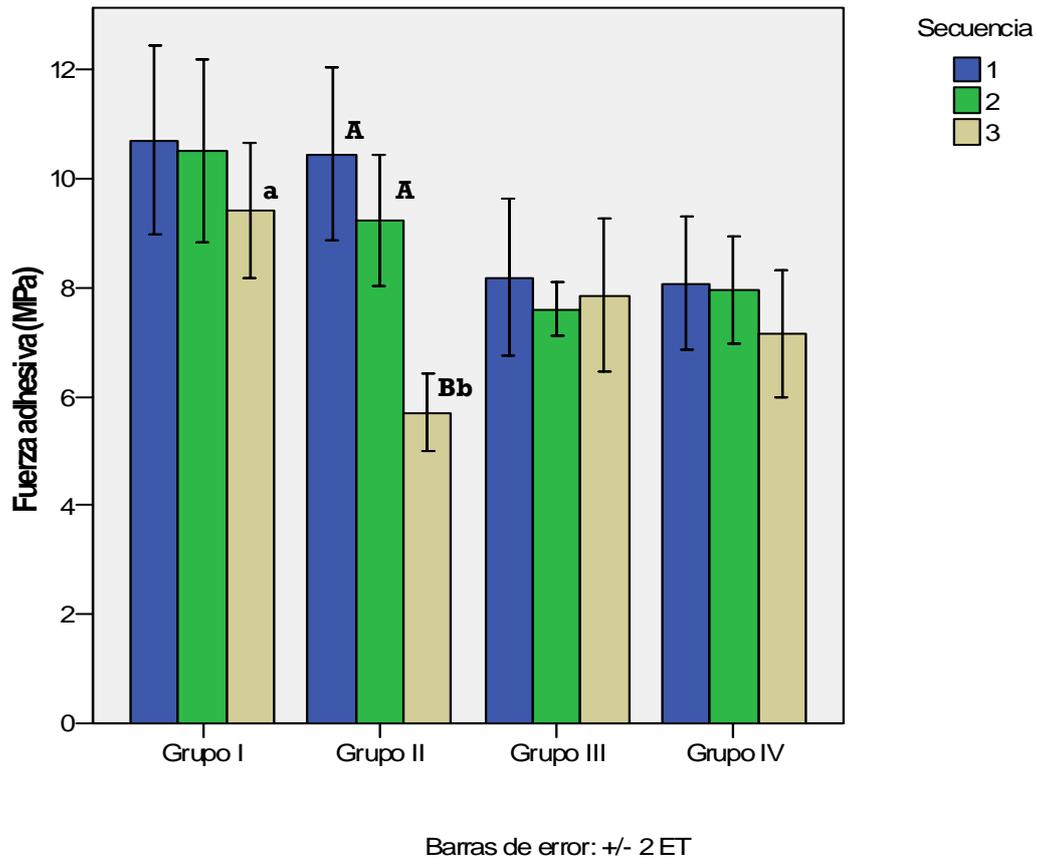


Gráfico 1. Media de la fuerza adhesiva (MPa) para cada grupo (n=20) en cada secuencia de cementado/descementado. Dentro del mismo grupo, distintas letras mayúsculas indican la existencia de diferencias significativas entre las distintas secuencias de cementado/descementado ($p < 0,0017$). Para cada secuencia de cementado distinta, letras minúsculas indican diferencias significativas entre los grupos ($p < 0,008$). La ausencia de letras indica que no existen diferencias significativas ($p < 0,05$).

2. Porcentaje de área ocupada por adhesivo en el diente.

En cuanto a los datos del porcentaje de área ocupada por adhesivo sobre el diente no existieron diferencias significativas entre los cuatro procedimientos adhesivos ni en la secuencia 1 ($p=0.15$) ni en la secuencia 2 ($p=0.28$), mientras que en la secuencia 3 el porcentaje de área ocupada por adhesivo del grupo II fue significativamente menor que la del resto de grupos (grupo I $p=0.000$, grupo III $p=0.000$ y grupo IV $p=0.000$). (Tabla 3) (Gráfico 2).

Los datos del porcentaje de área ocupada por adhesivo sobre el diente no mostraron diferencias significativas entre las tres secuencias de cementado/descementado para el grupo I ($p=0.25$), III ($p=0.06$) y IV ($p=0.84$). Sin embargo, en el grupo II se detectaron diferencias significativas entre las diversas secuencias de cementado/descementado ($p=0.000$). En la secuencia 3 el porcentaje de área ocupada por adhesivo sobre el diente fue significativamente menor que en la secuencia 1 ($p=0.000$) y en la 2 ($p=0.000$). No se detectaron tales diferencias entre las secuencias 1 y 2 ($p=0.429$). (Tabla 3) (Gráfico 2).

Tabla 3. Media y desviación estándar (DE) del porcentaje del área del diente ocupada por adhesivo de cada grupo en cada secuencia de cementado/descementado. Grupo I: Ácido fosfórico al 37%; Grupo II: Ácido fosfórico al 37% grabando solo en la secuencia 1 de cementado, pero no en la 2 ni en la 3; Grupo III: TSEP®; Grupo IV: NRC®.

SECUENCIA DE DESCEMENTADO	GRUPO			
	I	II	III	IV
	Media ± D.E.	Media ± D.E.	Media ± D.E.	Media ± D.E.
1	14.34 ± 2.46	13.81 ± 5.59 Aa	16.21 ± 7.80	13.71 ± 5.28
2	17.98 ± 8.45	15.32 ± 6.85 Aa	17.00 ± 5.82	14.09 ± 4.01
3	16.95 ± 4.99 a	6.93 ± 3.34 Bb	14.40 ± 5.11 a	14.60 ± 5.33 a

En la misma columna, diferentes letras mayúsculas indican diferencias significativas ($p < 0,017$). Para cada fila, diferentes letras minúsculas indican diferencias significativas ($p < 0,008$). Tanto para las filas como para las columnas, los valores sin marcar con letras indican que no hay diferencias significativas con ningún otro valor ($p > 0,05$).

a

A

A

Bb

a

a

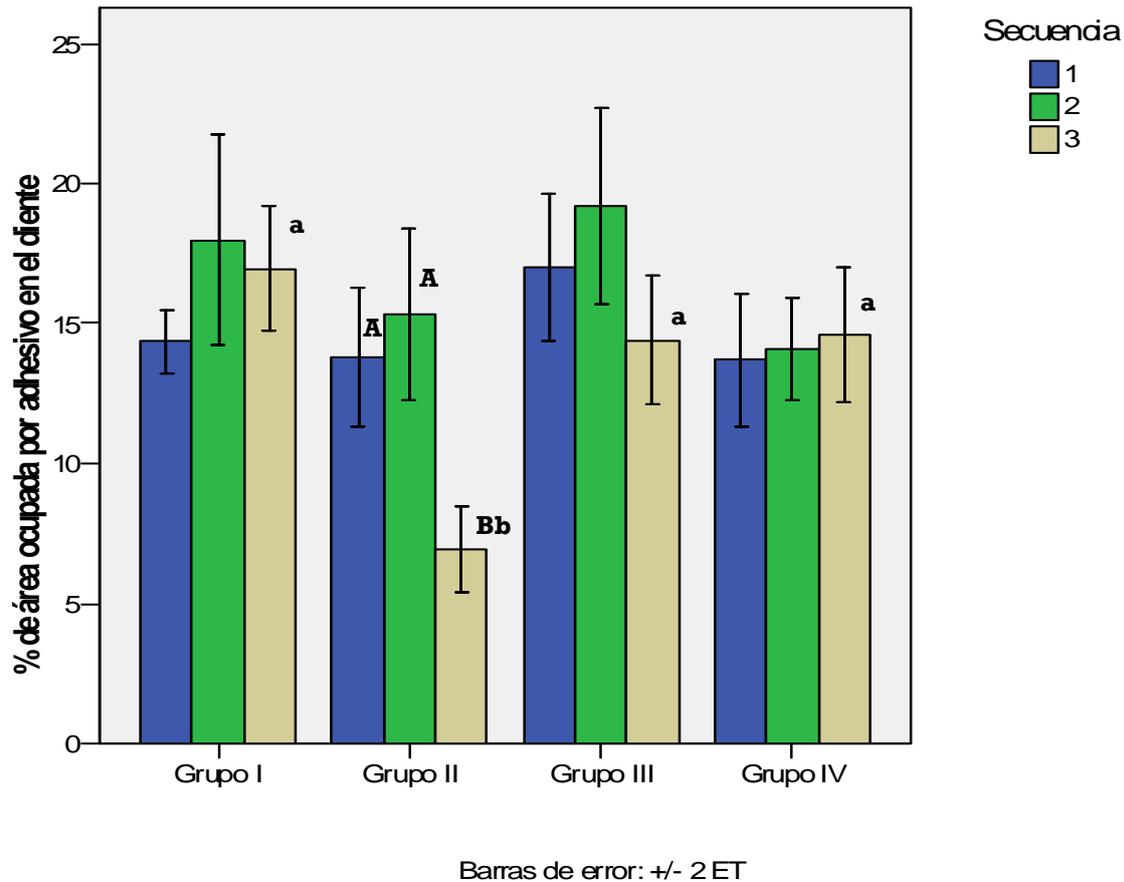


Gráfico 2. Media del porcentaje del área del diente ocupada por adhesivo de cada grupo (n=20) en cada secuencia de cementado/descementado. Dentro del mismo grupo, distintas letras mayúsculas indican la existencia de diferencias significativas entre las distintas secuencias de cementado/descementado ($p < 0,017$). Para cada secuencia de cementado distintas letras minúsculas indican diferencias significativas entre los grupos ($p < 0,008$). La ausencia de letras indica que no existen diferencias significativas ($p < 0,05$).

3. Observaciones de la superficie del esmalte al MEB.

Al microscopio electrónico de barrido, la superficie intacta del esmalte bovino presenta una serie de rugosidades y de defectos puntiformes y alargados (Figura 29).

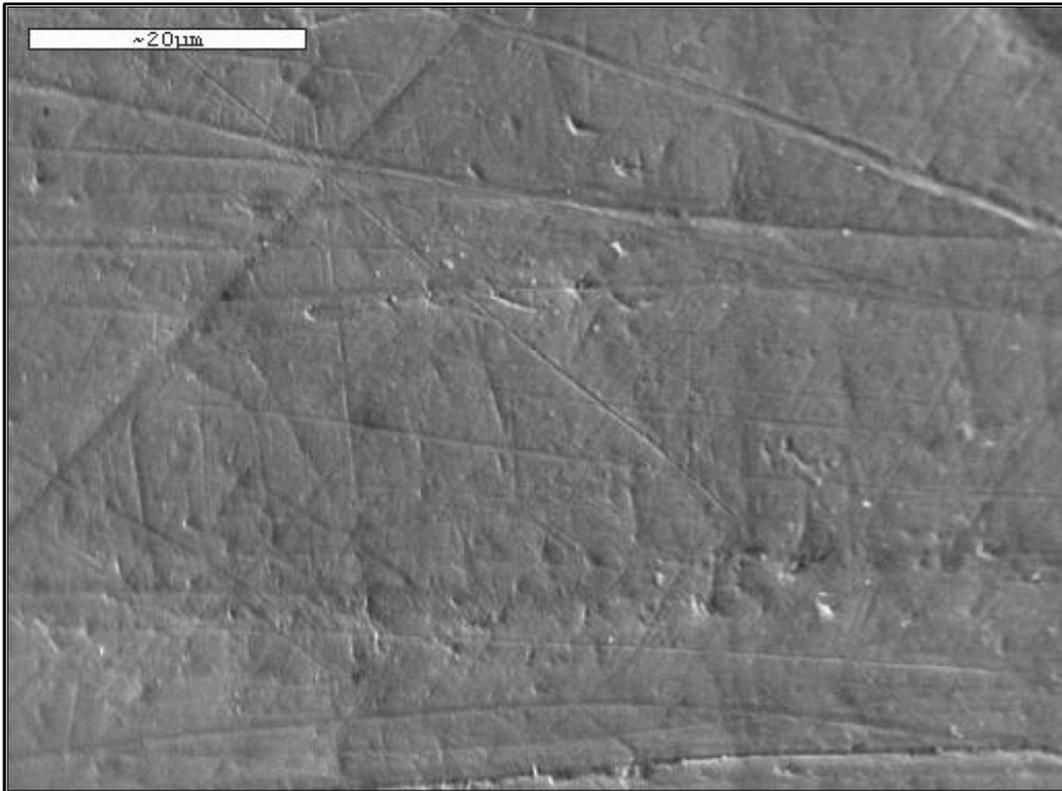


Figura 29. Imagen al MEB a 1500x de esmalte bovino intacto.

Al examinar la superficie del esmalte al MEB en el primer acondicionamiento se pudo observar la existencia de porosidades en el esmalte de todos los grupos (Figuras de 30 a 33). El patrón de grabado obtenido en los dos grupos del ácido fosfórico (Figuras 30 y 31) fue similar. En el grupo de adhesivo autograbador (Figura 32) observamos una menor rugosidad en el esmalte que en los grupos tratados con ácido fosfórico, mientras que el patrón de grabado producido por el NRC[®] fue el más conservador (Figura 33).

1ª Secuencia de Cementado

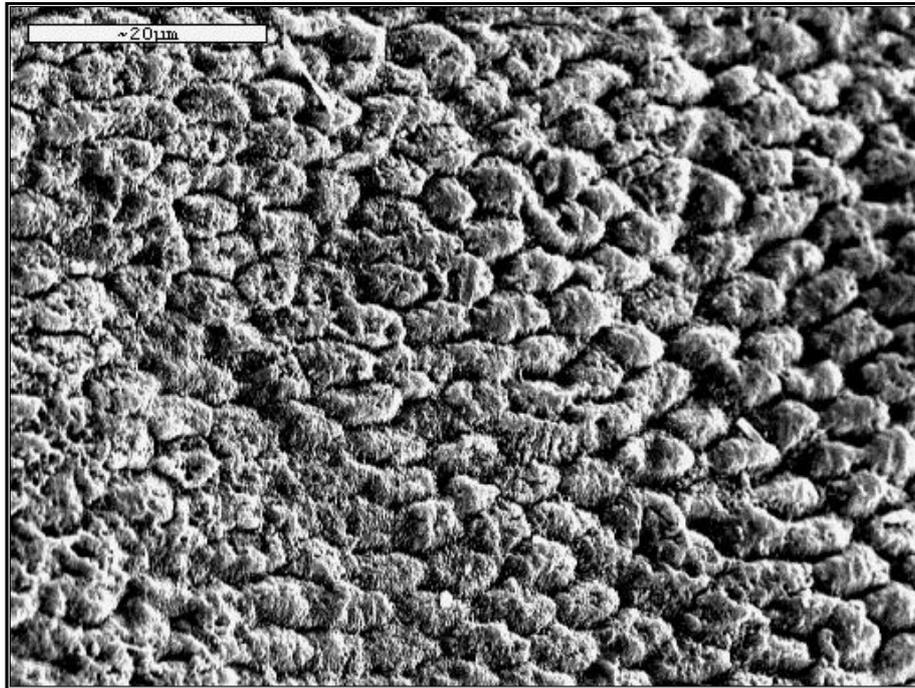


Figura 30. Imagen al MEB a 1500x de esmalte tratado con ácido fosfórico al 37 % (grupo I) en la secuencia de cementado 1.

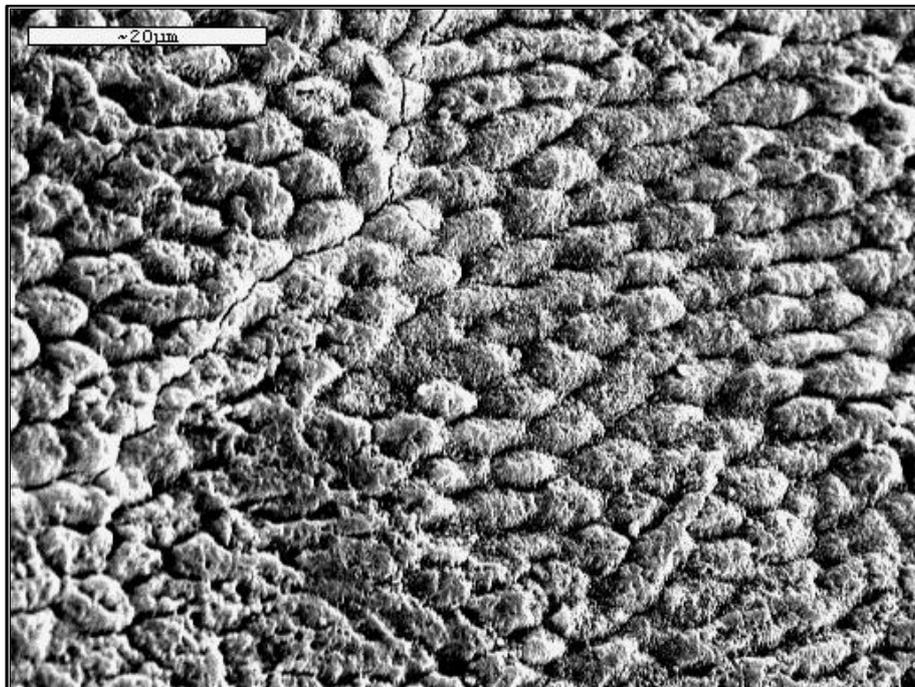


Figura 31. Imagen al MEB a 1500x de esmalte tratado con ácido fosfórico al 37 % sin regrabado (grupo II) en la secuencia de cementado 1.

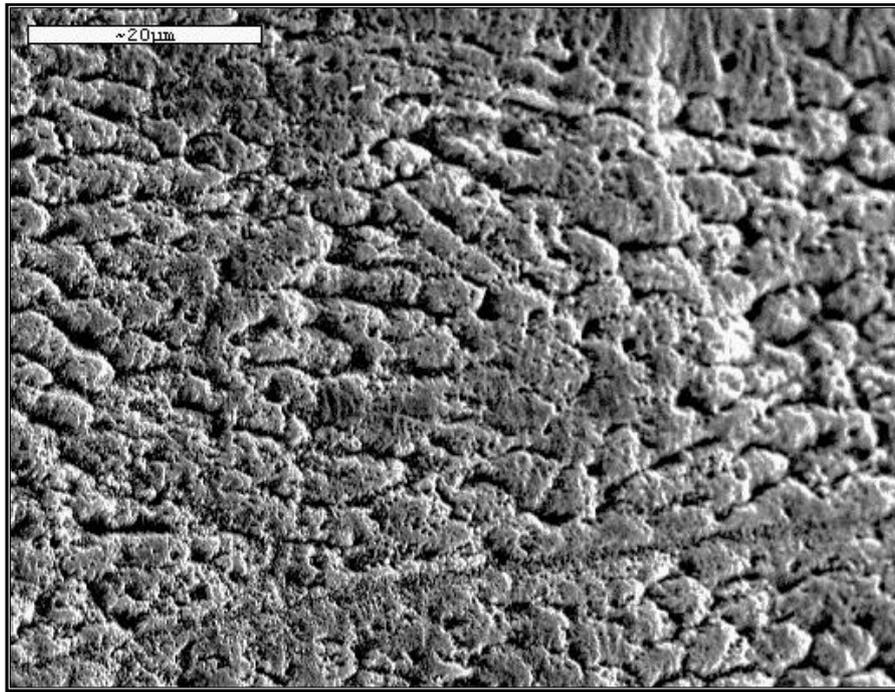


Figura 32. Imagen al MEB a 1500x de esmalte tratado con TSEP[®] (grupo III) en la secuencia de cementado 1.

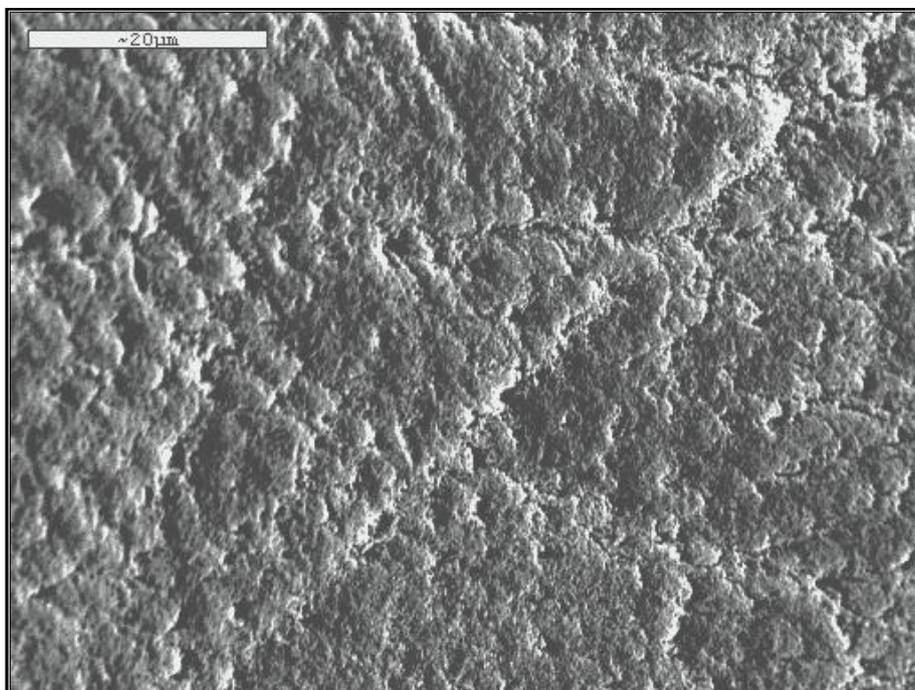


Figura 33. Imagen al MEB a 1500x de esmalte tratado con NRC[®] (grupo IV) en la secuencia de cementado 1.

En las secuencias 2 y 3 pudimos apreciar restos de composite en la superficie del esmalte en todos los grupos (Figuras 34 a 41).

2ª Secuencia de Cementado



Figura 34. Imagen al MEB a 1500x de esmalte tratado con ácido fosfórico al 37 % (grupo I) en la secuencia de cementado 2.

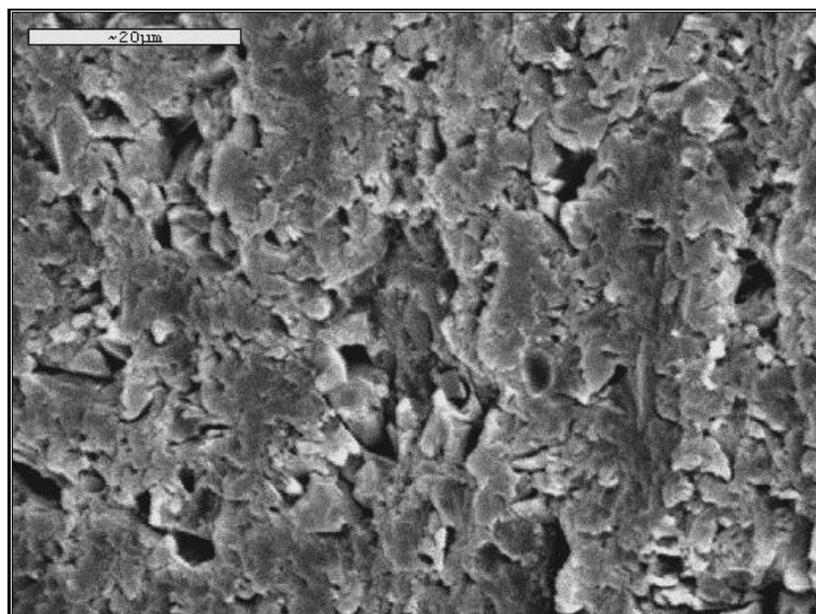


Figura 35. Imagen al MEB a 1500x de esmalte tratado con ácido fosfórico al 37 % sin regrabado (grupo II) en la secuencia de cementado 2.

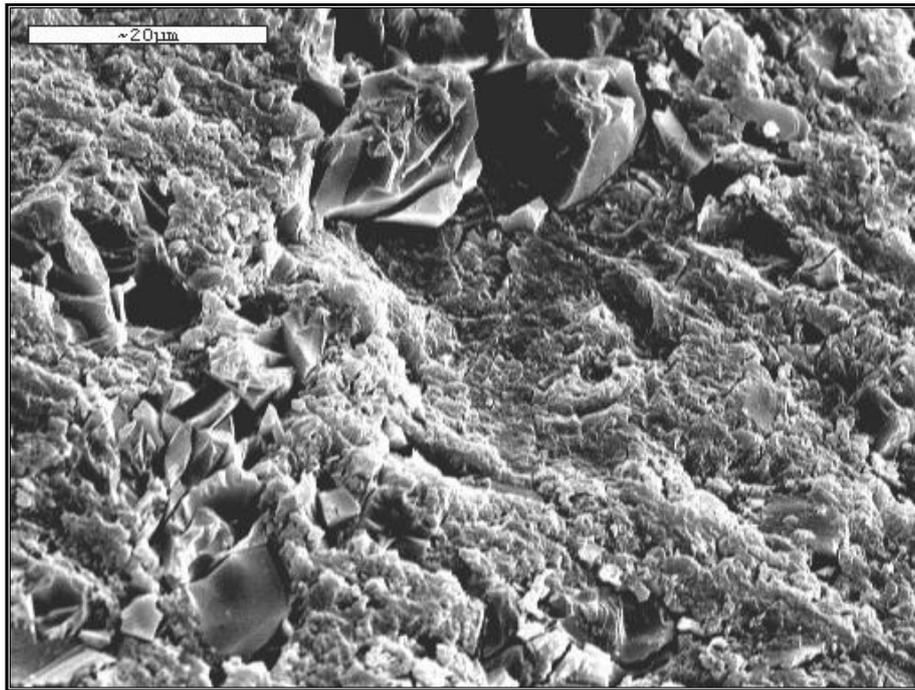


Figura 36. Imagen al MEB a 1500x de esmalte tratado con TSEP[®] (grupo III) en la secuencia de cementado 2.

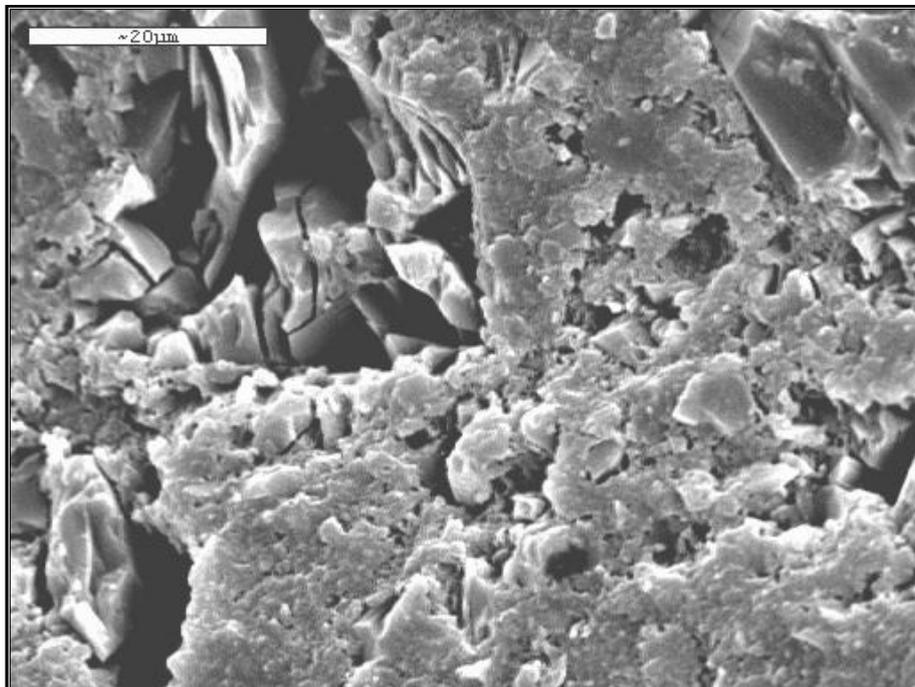


Figura 37. Imagen al MEB a 1500x de esmalte tratado con NRC[®] (grupo IV) en la secuencia de cementado 2.

3ª Secuencia de Cementado

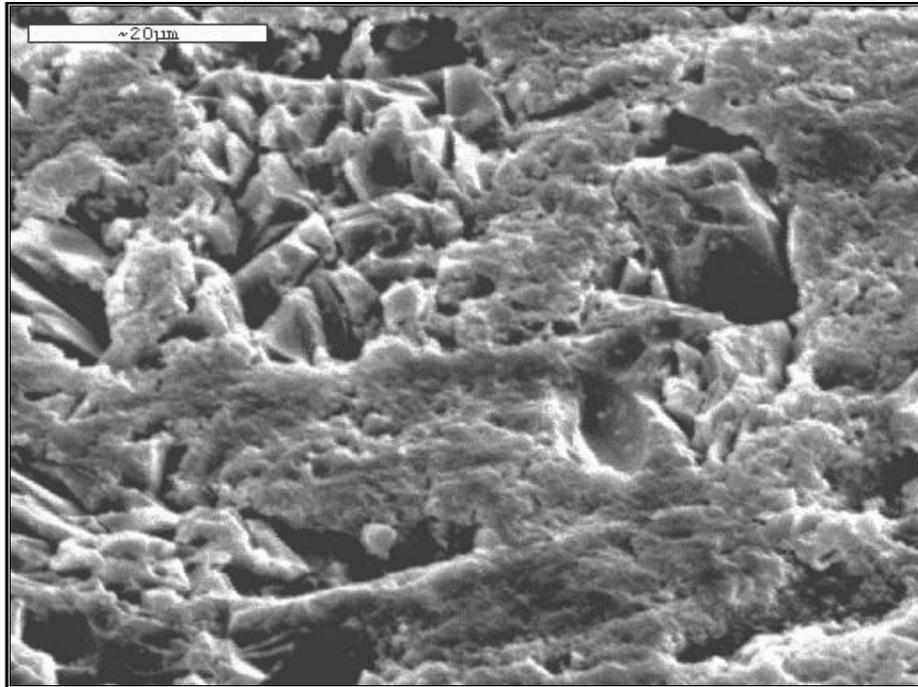


Figura 38. Imagen al MEB a 1500x de esmalte tratado con ácido fosfórico al 37 % (grupo I) en la secuencia de cementado 3.

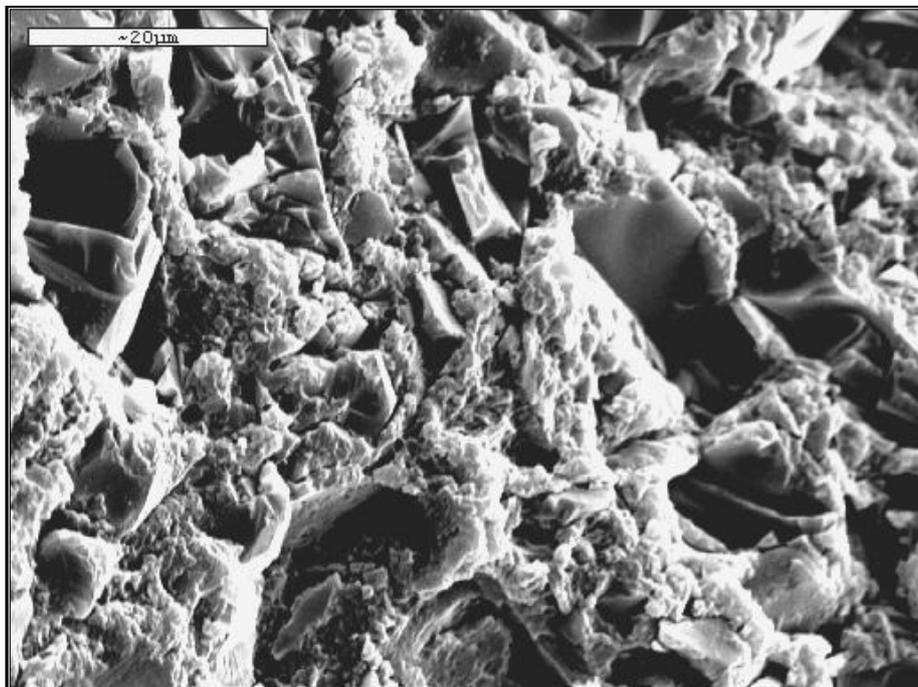


Figura 39. Imagen al MEB a 1500x de esmalte tratado con ácido fosfórico al 37 % sin regrabado (grupo II) en la secuencia de cementado 3.

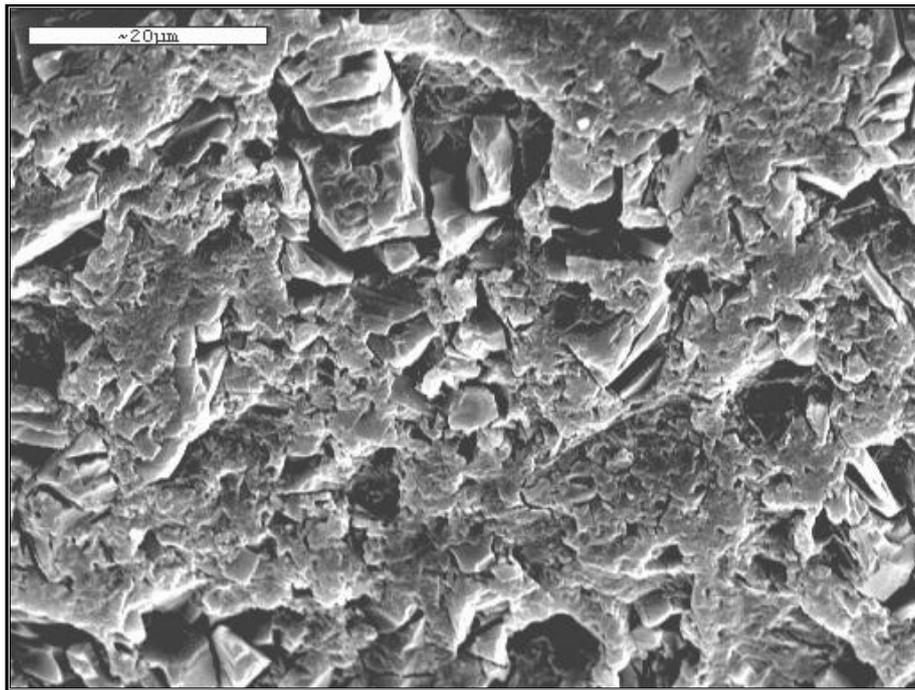


Figura 40. Imagen al MEB a 1500x de esmalte tratado con TSEP[®] (grupo III) en la secuencia de cementado 3.

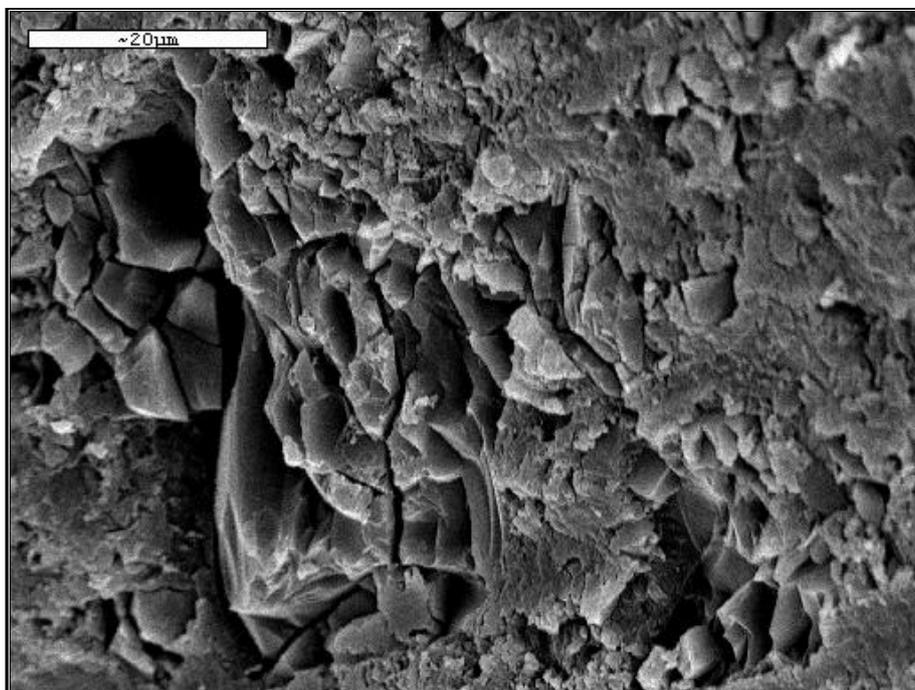


Figura 41. Imagen al MEB a 1500x de esmalte tratado con NRC[®] (grupo IV) en la secuencia de cementado 3.

VI. DISCUSIÓN

En este estudio se ha pretendido evaluar el efecto en la fuerza adhesiva, en el porcentaje de área ocupada por el adhesivo remanente y en los cambios estructurales en la superficie del esmalte de realizar sucesivos recementados de brackets nuevos en el mismo diente, utilizando cuatro métodos distintos de acondicionamiento del esmalte (ácido fosfórico al 37%, ácido fosfórico al 37% grabando solamente en el primer cementado pero sin regrabado en posteriores recementados, TPSE[®] y NRC[®]).

Para realizar este estudio se utilizaron incisivos bovinos por su semejanza microestructural con el esmalte humano (Oesterle y cols., 1998) y por la mayor facilidad en conseguir una muestra elevada de dientes con una superficie de esmalte vestibular intacta. Según estudios realizados por Soto y cols. (2000), Puentes y cols. (2004) y Nakamishi (1983) los dientes bovinos no tienen diferencias morfológicas microscópicas con los dientes humanos.

Distintos autores tras comparar la fuerza adhesiva de distintos tipos de cementos o adhesivos a dientes bovinos y a dientes humanos, obtuvieron valores de adhesión muy similares entre ambos, por lo que concluyen que los dientes de origen bovino son perfectamente adecuados para realizar estudios de adhesión de materiales tanto al esmalte como a la dentina (Krifka y cols., 2008; Titley y cols., 2006; Saleh y Taymour, 2003; Lopes y cols., 2003).

En los últimos tiempos, con la rápida evolución en el campo de los materiales dentales muchos autores han realizado estudios de tests de adhesión de brackets con adhesivos autograbadores y con los NRCs. Sin embargo, estos estudios evalúan la adhesión cuando se cementa un bracket por primera vez sobre la superficie del esmalte (Minick y cols., 2009; Amm y cols., 2008; Holzmeier y cols., 2008; Vicente

y cols., 2005 y 2006; Cehreli y cols., 2005) pero no se evalúa la eficacia de estos productos en sucesivos recementados.

Por otro lado, la mayor parte de los estudios sobre recementado de brackets que encontramos en la literatura científica se basan en el comportamiento del bracket “reciclado”. Es decir, evalúan los cambios en la fuerza adhesiva entre el primer cementado de un bracket nuevo y la fuerza adhesiva obtenida en otro diente con ese mismo bracket recuperado por distintos métodos y reutilizado (Buchman y cols., 1980; Egan y cols., 1996; Grabouski y cols., 1998; Chung y cols., 2000; Tavares y cols., 2006). Sin embargo, hasta donde conocemos hay muy pocos estudios que evalúen el recementado de brackets nuevos sobre la misma superficie dentaria. De hecho, la utilización del NRC en el recementado no ha sido evaluada, y sobre el uso de los adhesivos autograbadores en recementados la literatura es escasa (Bishara y cols., 2000 y Montasser y cols., 2008). Por otro lado, tampoco ha sido evaluado el efecto de no volver a grabar cuando se utiliza la técnica de grabado ácido con fosfórico en los sucesivos recementados.

En este estudio no se detectaron diferencias significativas en la fuerza adhesiva de los distintos métodos de acondicionamiento del esmalte en el primer descementado de brackets.

Existe cierta controversia entre los distintos autores sobre la adecuación de los adhesivos autograbadores en el cementado de brackets. Algunos autores han obtenido valores de adhesión significativamente menores con los adhesivos autograbadores que con el ácido fosfórico (Bishara y cols., 2001; Aljubouri y cols., 2003) y no consideran adecuado su uso para el cementado de brackets.

Otros estudios han encontrado también fuerzas adhesivas significativamente menores al utilizar los adhesivos autograbadores que al utilizar la técnica tradicional. pero sugieren que éstos siguen siendo aceptables para la adhesión de brackets (Murfitt y cols., 2006; Kitayama y cols., 2007, Van Meerbeek y cols., 2003). Sin embargo, otros autores no encuentran diferencias significativas entre el uso de un autograbador o adherir un bracket con la técnica de grabado ácido (Attar y cols., 2007; Banks y cols., 2007; Vicente y cols., 2005; Hirani y Sherriff, 2006; Holzmeier y cols., 2008; Iijima y cols., 2008; Montasser y cols., 2008) y abogan por el uso de los adhesivos autograbadores pues obtienen fuerzas adhesivas similares descalcificando el esmalte en menor medida.

Los resultados de nuestro estudio coinciden con aquellos trabajos donde la fuerza adhesiva obtenida con adhesivos autograbadores fue similar a la proporcionada por la técnica tradicional de grabado con ácido fosfórico (Attar y cols., 2007; Banks y cols., 2007; Vicente y cols., 2005; Hirani y Sherriff, 2006; Holzmeier y cols., 2008; Iijima y cols., 2008; Montasser y cols., 2008).

En lo que si suelen coincidir los distintos estudios es que cuando se utiliza como método de acondicionamiento del esmalte un adhesivo autograbador, se suele producir con más frecuencia el fallo en la adhesión en la interfase adhesivo/diente. En cambio, cuando se utiliza la técnica tradicional de grabado ácido sobre el esmalte, el fallo adhesivo suele aparecer en la interfase resina/bracket (Amm y cols., 2008; Murfitt y cols., 2006; Kitayama y cols., 2007).

En cuanto al uso del NRC[®] para el cementado de brackets en una primera secuencia de descementado, en este estudio se obtuvieron valores de adhesión

similares a los del ácido fosfórico. Estos resultados coinciden con los obtenidos por Vicente y cols. (2006).

En el segundo descementado tampoco se observaron diferencias significativas en los valores de adhesión de los cuatro métodos de acondicionamiento. El hecho de que la fuerza adhesiva del grupo en el que se usó ácido fosfórico como método de acondicionamiento, y se volvió a grabar en la secuencia 2 de cementado del bracket, fuera similar a la obtenida en el grupo en el que se cementa el bracket sin un segundo grabado previo, resulta interesante desde el punto de vista clínico, ya que al prescindir del grabado ácido reducimos el tiempo de sillón y evitamos una mayor pérdida de esmalte. Se estima que la superficie de esmalte perdida durante el grabado ácido se encuentra entre 10 y 30 micras (Wickwire y Rentz, 1977).

Sin embargo, en la tercera secuencia de descementado sí se produjo una disminución significativa de la fuerza adhesiva al no grabar con ácido fosfórico respecto del grupo en que sí se realizó grabado previo, por lo que cuando un bracket se cementa por tercera vez en el mismo diente sí que es preciso volver a aplicar el ácido ortofosfórico para conseguir unos valores de fuerza adhesiva aceptables. NRC[®] y TSEP[®] proporcionaron en el tercer descementado una fuerza adhesiva similar a la del grabado ácido.

Al comparar los valores de fuerza adhesiva de cada método de acondicionamiento en las distintas secuencias de cementado/descementado se pudo observar una tendencia general al descenso de la fuerza adhesiva en los sucesivos recementados. Sin embargo, no se obtuvieron diferencias significativas ni para el NRC[®] ni para el autograbador, así como tampoco se obtuvieron en el grupo en el que se grabó con ácido en todas las secuencias.

Nuestros resultados no coinciden con los de Bishara y cols. (2000) quienes tras grabar con ácido fosfórico en todas las secuencias de cementado/descementado concluyeron que en las secuencias de recementado obtenían una menor e inconsistente fuerza adhesiva. La diferencia de resultados puede ser debida a la distinta metodología empleada, ya que en dicho estudio el test de adhesión se realizó a la media hora tras el cementado, la velocidad de la cabeza de la máquina fue de 5 mm/min y se usaron molares humanos.

En el grupo II, en el que no se grabó con ácido en las secuencias 2 y 3, observamos una fuerza adhesiva similar entre la secuencia 1 (en la que se grabó con ácido fosfórico) y la secuencia 2. Sin embargo, la fuerza adhesiva en la secuencia 3 fue significativamente menor que la obtenida en las secuencias 1 y 2. Estos resultados confirman la necesidad de grabar con ácido cuando el bracket se cementa por tercera vez.

En cuanto al adhesivo autograbador, obtuvimos resultados similares a los de Montasser y cols. (2008) quienes no encontraron diferencias significativas al repetir las secuencias de cementado/descementado.

Al medir el área ocupada por adhesivo remanente tras el descementado de los brackets no se obtuvieron diferencias significativas entre los distintos métodos de acondicionamiento ni en la primera ni en la segunda secuencia de descementado. En la tercera secuencia de descementado se observó una cantidad de adhesivo sobre el diente significativamente menor en el grupo en el que no se había grabado previamente con ácido fosfórico que en el resto de grupos.

Por otro lado, dentro de cada método de acondicionamiento la cantidad de adhesivo remanente fue similar en todas las secuencias de cementado/descementado,

excepto en el grupo II, en el que no se grababa de nuevo, en el cual se observó una cantidad de adhesivo significativamente menor en la tercera secuencia que en la primera y segunda. Estos resultados podrían tener su explicación en que al no grabar no se crean nuevas porosidades en el esmalte, disminuyendo la microrretención mecánica del adhesivo.

En cuanto a las observaciones mediante MEB en el primer acondicionamiento del esmalte observamos que el efecto de grabado producido en los dos grupos tratados por ácido fosfórico era similar.

Al igual que describieron Barkmeier y cols. (2009), con el uso del ácido fosfórico se obtuvo una mayor rugosidad en la superficie del esmalte que con los sistemas adhesivos autograbadores. Montasser y cols. (2008) y Holzmeier y cols. (2008) también observaron patrones de grabado más conservadores con los adhesivos autograbadores que con la técnica de grabado convencional y concluyeron que dichos adhesivos de última generación producen menos cambios irreversibles en el esmalte.

Por otro lado, el NRC[®] mostró un patrón de grabado más conservador que el ácido fosfórico y que el adhesivo autograbador. Vicente y cols. (2005) y Cehreli y Altay (2000) también observaron un patrón de grabado más moderado con el uso de NRC[®] que con la técnica de grabado ácido. En el estudio realizado por Pashley y Tay (2001) evaluaron mediante MEB los cambios en la superficie del esmalte al utilizar NRC[®] junto con un adhesivo convencional frente al uso de un adhesivo autograbador fuerte (pH similar a 1 o inferior) y un adhesivo autograbador moderado (pH \pm 2) y concluyeron que el patrón de grabado del esmalte aprismático variaba según la agresividad del agente grabador, obteniendo patrones de grabado

similares entre el NRC[®] y el autograbadador fuerte y un patrón de grabado más debilitado con el autograbadador moderado.

Al observar las secuencias de descementado 2 y 3 aparecían restos de composite en todos los grupos a pesar de que se había limpiado la superficie del esmalte con una fresa hasta eliminar todos los restos visibles de adhesivo. Estos resultados coinciden con los obtenidos por Bishara y cols (2003), quienes utilizaron la técnica de grabado ácido en todas las secuencias de cementado/recementado. La existencia de estos restos de adhesivo en el esmalte podría explicar el descenso gradual en la fuerza adhesiva en las distintas secuencias de cementado/recementado dentro de cada grupo, ya que dichos restos contribuyen a que disminuya la rugosidad del esmalte y la aparición de porosidades al volver a acondicionar la superficie dentaria.

Para el grupo en el que se prescindió del grabado ácido en las secuencias 2 y 3 se pudo observar que en la secuencia 3 existía una disminución mayor de la rugosidad superficial que en las secuencias 1 y 2, lo que podría explicar junto con las características cohesivas del propio material, el descenso significativo de la fuerza adhesiva.

Se debe tener en cuenta que los estudios *in vitro* tienen ciertas limitaciones cuando se evalúan sistemas adhesivos, como la dificultad en la reproducción de las condiciones de temperatura y humedad de la cavidad bucal. Estos estudios *in vitro* son necesarios y útiles para hacer valoraciones iniciales de los sistemas adhesivos, sin embargo, es necesario llevar a cabo estudios *in vivo* para confirmar los resultados *in vitro* y poder extrapolarlos a la clínica.

VII. CONCLUSIONES

1. Tanto NRC[®] como TSEP[®] proporcionaron una fuerza adhesiva comparable a la de la técnica de grabado ácido cuando un bracket nuevo fue cementado y descementado hasta 3 veces en un mismo diente.
2. Cuando se utiliza como método de acondicionamiento del esmalte la técnica de grabado ácido, se puede prescindir de grabar la superficie del esmalte la segunda vez que se cementa el bracket, pero no la tercera vez, por pérdida de fuerza adhesiva.
3. El porcentaje de área ocupada por adhesivo en el diente fue similar con los cuatro procedimientos adhesivos en las secuencias 1 y 2. Sin embargo, en la secuencia 3, el porcentaje de área ocupada por adhesivo fue significativamente menor en el grupo II (ácido fosfórico al 37% en el que sólo se grabó en la secuencia 1, pero no en la 2 ni en la 3) que en el resto de grupos.
4. Al comparar el porcentaje de área ocupado por adhesivo en el diente en las distintas secuencias de cementado para cada procedimiento adhesivo, únicamente se detectaron diferencias significativas en el grupo II, donde el porcentaje de área ocupado por adhesivo fue significativamente menor en la secuencia 3 que en las secuencias 1 y 2.
5. En la primera secuencia de cementado/descementado, la técnica de grabado ácido produjo un patrón de grabado en el esmalte dental más rugoso que TSEP[®] y NRC[®]. NRC[®] mostró el patrón de grabado más conservador.
6. En las secuencias 2 y 3 de cementado/descementado se pudieron observar restos de resina en todos los métodos de acondicionamiento.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

1. Abate P, Bertacchini S, Machi R. Adhesion of compomer to dental structures. Quintessence International. 2000;28(8):509-12.
2. Aljubouri YD, Millett DT, Gilmour WH. Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. Europ J Orthod. 2003;25:411-5.
3. Amm EW, Hardan LS, BouSerhal JP, Glasl B, Ludwig B. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching primer to intact and pre-conditioned human enamel. J Orofac Orthop. 2008 Sep;69(5):383-92.
4. Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. Am J Orthod. 1984 Apr;85(4):333-40.
5. Attar N, Taner TU, Tülümen E, Korkmaz Y. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded using conventional vs one and two step self-etching/adhesive systems. Angle Orthod. 2007 May;77(3):518-23.
6. Banks P, Thiruvengkatachari B. Long-term clinical evaluation of bracket failure with a self-etching primer: a randomized controlled trial. J Orthod. 2007 Dec;34(4):243-51.
7. Barkmeier WW, Erickson RL. Shear bond strength of composite to enamel and dentin using Scotchbond Multi-Purpose. Am J Dent. 1994 Jun;7(3):175-9.
8. Barkmeier WW, Erickson RL, Kimmes NS, Latta MA, Wilwerding TM. Effect of enamel etching time on roughness and bond strength. Oper Dent. 2009;34(2):217-22.

9. Benderli Y, Gökçe K, Büyükgökçesu S. In vitro shear bond strength of adhesive to normal and fluoridated enamel under various contaminated conditions. *Quintessence Int.* 1999 Aug;30(8):570-5.
10. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of a composite resin orthodontic adhesive. *Angle Orthod.* 2000;70:435-41.
11. Bishara SE, VonWald L, Laffon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119:621-4.
12. Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C. Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2003 Aug;73(4):431-5.
13. Blunck U. Adhesives: Principles and state of art. En: *The silent revolution in dentistry.* Carol Stream. Quintessence Publishing. 2002. Pp. 29-44.
14. 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.
15. Bowen RL, Marjenhoff WA. Development of an adhesive bonding system. Reprinted by permission from *Operative Dentistry*, Supplement 5, 1992, pp. 75-80. Fuente de internet en <http://www.pulpdent.com/od.html> (15-04-2009).
16. Bravo González LA. *Manual de Ortodoncia.* Editorial Síntesis. 2003.

17. Buchman DJ. Effects of recycling on metallic direct-bond orthodontic brackets. *Am J Orthod*. 1980 Jun;77(6):654-68.
18. Buonocuore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic fillings materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849-53.
19. Campbell PM. Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod* 1995;65(2):103-10.
20. Canut Brusola JA. Ortodoncia clínica y terapéutica. 2ª Edición. Masson-Elsevier. 2000.
21. Carstensen W. Clinical effects of reduction of acid concentration on direct bonding of brackets. *Angle Orthod* 1993;63(3):221-4.
22. Carstensen W. Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strenght of brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108(3):274-7.
23. 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 Feb;70(1):22-7.
24. Cehreli ZC, Kecik D, Kocadereli I. Effect of self-etching primer and adhesive formulations on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005 May;127(5):573-9.
25. 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.

26. Chung CH, Fadem BW, Levitt HL, Mante FK. Effects of two adhesion boosters on the shear bond strength of new and rebonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000 Sep;118(3):295-9.
27. Craig RG. *Materiales de odontología restauradora.* Harcourt Brace, 1998.
28. Cueto HI. A Little bit of history: The first direct bonding in orthodontia. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98:276-7.
29. Davis WL. *Histología y embriología bucal.* 1ª Edición. México: Interamericana. McGraw-Hill, 1988.
30. Donker HJ, Melsen B, Frandsen EV. Bacterial degradation of composite bonding materials. *Clin Orthod Res.* 2001 May;4(2):112-8.
31. Dyce, Sack and Wensing. *Anatomía veterinaria.* 2ª Edición. McGraw Hill Interamericana. 1999.
32. Egan FR, Alexander SA, Cartwright GE. Bond strength of rebonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1996;109:64-70.
33. Eisenmann, D.R. (1986): "Estructura del esmalte". En *Histología oral, desarrollo, estructura y función.* Ten Cate, A.R. 2ª ed. Médica Panamericana. Buenos aires. Cap.12. 252-73.
34. Elekdag-Turk S, Isci D, Turk T, Cakmak F. Six-month bracket failure rate evaluation of a self-etching primer. *Eur J Orthod.* 2008 Apr;30(2):211-6.

35. Eliades T, Gioka C, Eliades G, Makou M. Enamel surface roughness following debonding using two resin grinding methods. *Eur J Orthod.* 2004 Jun;26(3):333-8.
36. 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 Jul;96(1):50-4. Epub 2008 Jul 27.
37. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent.* 1992; suppl. 5:81.
38. 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 Dec;29(6):559-63. Epub 2007 Sep 14.
39. Galil KA, Wright GZ. Acid etching patterns on buccal surfaces of permanent teeth. *Pediatr Dent.* 1979;1(4):230-4.
40. García Barbero J, Kessler Nieto F. Adhesión. En *Patología y terapéutica dental.* Madrid: Editorial Síntesis, 1997.
41. Gardner A, Hobson R. Variations in acid-etch patterns with different acid and etch times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;120:64-7.
42. Gázquez A, Blanco A. *Tratado de histología veterinaria.* Masson. 2004. Cap. 11.
43. Gilpatrick R, Ross J, Simonsen R. Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. *Quintessence Int.* 1991;22:47-52.

44. Gómez, M.E.; Campos A. (1999): "Esmalte". En Histología y embriología bucodental. Médica Panamericana. Madrid. Cap.10. 229-65
45. Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz A. Histología y embriología bucodental. 2ª Edición. Madrid: Médica Panamericana, 2002.
46. Gordan V, Vargas M, Cobb D. Evaluation of acidic primers in microleakage of class V composite resin restorations. Operative Dentistry. 1998;23(5):244-9.
47. Grabouski JK, Staley RN, Jakobsen JR. The effect of microetching on the bond strength of metal brackets when bonded to previously bonded teeth: an in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998;113:452-60.
48. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. Oper Dent. 1999 May-Jun;24(3):172-80.
49. Hidalgo Arroquia JJ. Cementos en odontología (III): Cementos de vidrio ionómero. En Materiales de Odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físico-químicos. Ediciones Avances Medico-Dentales. Madrid, 1996.
50. Hirani S, Sherriff M. Bonding characteristics of a self-etching primer and precoated brackets: an in vitro study. Eur J Orthod. 2006;28:400-4.
51. Holzmeier M, Schaubmayr M, Dasch W, Hirschfelder U. A new generation of self-etching adhesives: comparison with traditional acid etch technique. J Orofac Orthop. 2008 Mar;69(2):78-93.

52. Hong YH, Lew KK. Quantitative and qualitative assessment of enamel surfaces following five composite removal methods after bracket debonding. *Europ J Orthod* 1995 Apr;17(2):121-8.
53. 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.
54. Hotta K, Mogi M, Miura F, Nakabayashi N. Effect of 4-MET on bond strength and penetration of monomers into enamel. *Dent Mater.* 1992 May;8(3):173-5.
55. Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems. *Dent Mater J.* 2008 May;27(3):392-9.
56. Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Effects of application time and agitation for bonding orthodontic brackets with two self-etching primer systems. *Dent Mater J.* 2009;28(1):89-95.
57. Inoue S, Vargas M, Van Meerbeek B, Yoshida Y. Adhesion mechanism of self etching adhesives. En: *Advanced Adhesive Dentistry. 3° International Kuraray Symposium.* 2000; pp. 131-48.
58. International Organization for Standardization. *Dental materials—guidance on testing of adhesion to tooth structure.* Geneva, Switzerland 1994; ISO TR 11405.

59. Jendresen MD, Glantz PO. Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. *Acta Odontol Scand.* 1981;39:47.
60. Jiménez Planas A. Manual de materiales odontológicos. Secretariado de Publicaciones de la Universidad de Sevilla, 2007.
61. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J Dent* 1999;27:523-30.
62. 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 Jul;132(1):71-6.
63. 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 Dec;94(6):476-83.
64. Kitayama S, Nikaido T, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Enamel bonding of self-etch and phosphoric acid-etch orthodontic adhesive systems. *Dent Mater J.* 2007 Jan;26(1):135-43.
65. Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel-human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dent Mater.* 2008 Jul;24(7):888-94.
66. Lopes MB, Sinhoreti MA, Correr Sobrinho L, Consani S. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesqui Odontol Bras.* 2003 Apr-Jun;17(2):171-5.

67. Maijer R, Smith DC. Crystal growth on the outer enamel surface--an alternative to acid etching. *Am J Orthod.* 1986 Mar;89(3):183-93.
68. Meléndez JL, Varela R y Cueto G. 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(1):26-30.
69. Minick GT, Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Bracket bond strengths of new adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Jun; 135(6):771-6.
70. Montasser MA, Drummond JL, Evans CA. Rebonding of orthodontic brackets. Part I, a laboratory and clinical study. *Angle Orthod.* 2008 May;78(3):531-6.
71. Montasser MA, Drummond JL, Roth JR, Al-Turki L, Evans CA. Rebonding of orthodontics brackets. Part II, an XPS and SEM study. *Angle Orthod.* 2008 May;78(3):537-44.
72. Murfitt PG, Quick AN, Swain MV, Herbison GP. A randomised clinical trial to investigate bond failure rates using a self-etching primer. *Eur J Orthod.* 2006 Oct;28(5):444-9.
73. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res.* 1983;62(10):1976-81.
74. Newman GV, Snyder WH, Wilson CE Jr. Acrylic adhesives for bonding attachments to teeth surfaces. *Angle Orthod.* 1968 Jan;38(1):12-8.

75. NRCTM non-rinse conditioner. Technical manual. Konstanz, Germany: Dentsplay De Trey GmbH; 1998.
76. 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.
77. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;113:514-9.
78. Padday JF. Contact angle measurement. En Packham DE. *Handbook of adhesion.* 1992. Essex. England: Longman.
79. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater.* 2001 Sep;17(5):430-44.
80. Perdigao J, Van Meerbeek B, Yucel T & Vanherle G. The interaction of adhesive system with human dentine. *American Journal of Dentistry.* 1996; 9(4):167-73.
81. Perdigao J, Frankerberger R, Rosa B, Beschi L. New trends in dentin / enamel adhesion. *American Journal of Dentistry.* 2000;13:25D-30D.
82. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Kanumilli P, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Restoring cervical lesions with flexible composites. *Dent Mater.* 2007 Jun;23(6):749-54. Epub 2006 Sep 1.
83. Posada MC, Sánchez CF, Gallego GJ, Vargas AP, Restrepo LF y López JD. Dientes de bovino como sustituto de dientes humanos para su uso en la

- odontología. Revisión de literatura. Revista CES Odontología 2006; 19(1):63-8.
84. Puentes H, Rincón L. Caracterización química y mecánica parcial de dientes incisivos de bovino como posible modelo de estudio de materiales dentales. Rev Fed Odont Colomb. 2004;20:9-19.
85. 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 Feb;61(2):206-13.
86. 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.
87. 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(5):417-21.
88. Saleh F, Taymour N. Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. East Mediterr Health J. 2003 Jan-Mar;9(1-2):201-7.
89. Sano H, Takatsu T, & Pashley D. Nanoleakage: Leakage with – in the hybrid layer. Operative Dentistry. 1995;20(1):18-25.
90. Schmidseder J. Atlas de odontología estética. Editorial Masson, 1999.

91. Sheen DH, Wang WN, Tarnq TH. Bond strenght of younger and older permanent teeth with various etching times. *Angle Orthod.* 1993;63(3):225-30.
92. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in pattern of etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res.* 1975;9:373.
93. Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ. Oral fluid contamination of etched enamel surfaces: a SEM study. *J Am Dent Assoc.* 1985;110:329-32.
94. Skidmore KJ, Brook KJ, Thomson WM, Harding WJ. Factors influencing treatment time in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Feb;129(2):230-8.
95. Soto C, Stanke F, Rioseco M. Diente de bovino. Una alternativa a los dientes humanos como sustrato en investigación. Revisión bibliográfica. *Rev Fac Odont Univ de Chile.* 2000;18(1):19-29.
96. 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(5):414-9.
97. Tavares SW et al. Shear bond strength of new and recycled brackets to enamel. *Braz Dent J.* 2006;17(1):44-8.

98. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SHI. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, singlebotle primer/adhesives. *Dent Mater* 1996;12:236-44.
99. Ten Cate AR. *Histología Oral. Desarrollo, estructura y función*. 2ª Edición. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 1986.
100. Thiyagarajah S, Spary DJ, Rock WP. A clinical comparison of bracket bond failures in association with direct and indirect bonding. *J Orthod*. 2006 Sep;33(3):198-204.
101. Titley KC, Childers S, Kilkarni G. An in vitro comparison of short and long term bond strengths of polyacic modified composite resins to primary human and bovine enamel and dentine. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2006 Dec; 7(4):246-52.
102. 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 Jun;125(6):733-9.
103. Urabe H, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C. Combinations of etchants, composite resins and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod*. 1999;69:267-74.
104. 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 Jan;34(1):77-85. Epub 2005 Jun 23.

105. Van Meerbeek B, Dhem A, Braem M, Vanherle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin dentin interdiffusion zone. *Journal of Dental Research*. 1993;72(2):495-501.
106. Van Meerbeek B, Braem M, Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentin. *Journal of Dentistry*. 1994; 22(3):141-6.
107. 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 Dental Research*. 2000;79:249. Abstract 845.
108. Van Meerbeek B, Perdigao J, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. En: *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach*. Chicago Quintessence Publishing. 2º Ed. 2002.
109. Van Meerbeek B, De Munk J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Oper Dent*. 2003;28-3:215-35.
110. Vega del Barrio JM. *Materiales en odontología. Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físico-químicos*. Ediciones Avances Medico-Dentales. Madrid, 1996.
111. Vicente A, Bravo LA, Romero M. Influence of a nonrinse conditioner on the bond strength of brackets bonded with a resin adhesive system. *Angle Orthod*. 2005 May;75(3):400-5.

112. Vicente A, Bravo LA, Romero M, Ortiz AJ, Canteras M. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching primers. *Am J Dent.* 2005 Aug;18(4):256-60.
113. Vicente A, Bravo LA, Romero M. Self-etching primer and a non-rinse conditioner versus phosphoric acid: alternative methods for bonding brackets. *Eur J Orthod* 2006;28:173-8.
114. Wang WN, Yeh CL. Effect of H₃PO₄ concentration on bond strength. *Angle Orthod* 1994; 64(5):377-82.
115. Wickwire NA, Rentz D. Enamel pretreatment: a critical variable in direct bonding systems. *Am J Orthod* 1977;71:542-53.
116. Yoshida Y, Van Meebeek B, Vanherle G & Wakasa K. Evidence of chemical bonding at biomaterial hard tissue interfaces. *Journal of Dental Research.* 2000;79(2):709-14.
117. Yoshiyama M, Matsuo T, Ebisu S, Pashley D. Regional bond strengths of self etching / self priming adhesive systems. *Journal of Dentistry.* 1998;26 (7):609-16.