

**UNIVERSIDAD DE GRANADA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA**



**“ADHESIÓN A PAREDES
LATERALES DE INLAYS
CERÁMICOS EN CAVIDADES
CLASE I Y EN CLASE II”**

TESIS DOCTORAL

ANA CRISTINA GARCIA DE MATOS MANSO

GRANADA 2008

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: Ana Cristina García de Matos Manso
D.L.: GR.1726-2008
ISBN: 978-84-691-5240-9

UNIVERSIDAD DE GRANADA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGIA



**“ADHESIÓN A PAREDES LATERALES DE
INLAYS CERÁMICOS EN CAVIDADES
CLASE I Y EN CLASE II”**

TESIS DOCTORAL

AUTORA: Ana Cristina Garcia de Matos Manso
DIRECTORES: Prof. Doctor Santiago Gonzalez López
Prof. Doctor Paulo Maurício
Prof. Doctor Sérgio Felix

Granada 2008

SANTIAGO GONZALEZ LOPEZ, Profesor Titular del Departamento de estomatología da la facultad de Odontología de la Universidad de Granada

CERTIFICA:

Que el alumno Ana Cristina Garcia de Matos Manso ha realizado bajo mi dirección el trabajo de investigación titulado “Adhesión a paredes laterales de inlays cerámicos en cavidades clase I y en cavidades de clase II y que este trabajo reúne los requisitos exigidos por la ley para ser presentado como Tesis Doctoral.

En Granada a 4 de junio del 2008

Fdo.- Santiago González López

PAULO JOÃO BELA TEIGA DE DURÃO MAURÍCIO, Profesor Titular de la Unidade Curricular Clínica de Reabilitação Oral e Medicina Dentária Preventiva del Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz

CERTIFICA:

Que el alumno Ana Cristina Garcia de Matos Manso ha realizado bajo mi dirección el trabajo de investigación titulado “Adhesión a paredes laterales de inlays cerámicos en cavidades clase I y en cavidades de clase II y que este trabajo reúne los requisitos exigidos por la ley para ser presentado como Tesis Doctoral.

En Monte da Caparica a 4 de junio del 2008

Fdo.- Paulo Durão Maurício

SÉRGIO MANUEL ANTUNES FÉLIX, Profesor Titular de la Unidade Curricular de Reabilitação Oral I e II e Dor Orofacial e ATM del Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz

CERTIFICA:

Que el alumno Ana Cristina Garcia de Matos Manso ha realizado bajo mi dirección el trabajo de investigación titulado “Adhesión a paredes laterales de inlays cerámicos en cavidades clase I y en cavidades de clase II y que este trabajo reúne los requisitos exigidos por la ley para ser presentado como Tesis Doctoral.

En Monte de Caparica a 4 de junio del 2008

Fdo.- Sérgio Félix

AGRADECIMIENTOS

Al Sr. Prof. Dr. Santiago González López por aceptar la dirección de esta Tesis Doctoral, por haberme aceptado en su grupo de trabajo, por su dedicación, su apoyo científico, sus orientaciones y por la confianza que siempre recibí de él.

Al Sr. Prof. Dr. Paulo Maurício por aceptar la dirección de esta Tesis Doctoral, por sus orientaciones, su apoyo, su rigor y enseñanza.

Al Sr. Prof. Dr. Sérgio Félix por aceptar la dirección de esta Tesis Doctoral, por sus orientaciones y apoyo.

A la Prof. Dra. Victoria Bolaños por su fuerte apoyo.

A mi amiga la Profa. Dra. Patricia Carvalho por su amistad, su rigor y incesable impulso, que han contribuido para la realidad desta Tesis Doctoral. Gracias.

A Gertrudis Gómez Villaescusa por su simpatía y por su ayuda en el laboratorio.

A Nuno Leal por toda su ayuda en la confección de los inlays.

A las casas comerciales, por ceder sus productos.

A Monserat, por su ayuda en la traducción al español.

A mi amigo Prof. Dr. Francisco Salvado y Dr. Carlos Cardoso por toda su amistad y confianza incondicional.

A mi amiga Monica por su fuerte apoyo y por la amistad mostrada.

A todos mis colegas y amigos, en especial a ti Paula, por la paciencia y por la continua amistad y confianza.

A mis padres y hermano por el cariño y amor mostrado.

A todas las personas que colaboraron para que este trabajo pudiese ser desarrollado.

A mis Padres
Maria Antonieta e Abílio

INDICE

I. INTRODUCCIÓN	21
A. HISTOMORFOLOGIA DE LA DENTINA Y ESMALTE	24
A.1. Histología de la dentina y esmalte	24
A.2. Dentina coronal.....	25
A.3. Presión intrapulpar y líquido de perfusión.....	27
B. CERÁMICAS: CLASIFICACIÓN Y CARACTERÍSTICAS	28
B.1. Inlays cerámicos.....	29
B.2. La Cerámica de vidrio - disilicato de litio - e.max.® Press	30
B.3. Cavidades clase I y cavidades clase II	31
B.4. Factor-C	32
C. ADHESIÓN	33
C.1. Concepto de adhesión en odontología: la adhesión a la dentina y esmalte	33
C.2. Sistemas Adhesivos/Cementos	36
C.2.1. Adhesivos que eliminan el barrillo dentinario (grabado total)	41
C.2.2. Adhesivos que preservan el barrillo dentinario (auto grabado).....	41
C.2.3. Propiedades ideales de los cementos	42
C.2.4. Agentes para cementación y cementos	44
C.3. Adhesivos/Cementos usados en el estudio	46
C.3.1. Adhesivos de grabado total.....	46
C.3.1.1. Adhesivo Excite® DSC + Variolink II ®	46
C.3.2. Adhesivos de auto grabado	47
C.3.2.1. Cemento de auto grabado Multilink® Sprint.....	47
C.3.2.2. Cemento de composite autoadhesivo RelyX™ Unicem Aplicap™ .	48
C.3.2.3. Cemento de resina Multilink® Automix Primer A y B	49
C.3.3. Adhesivos de ionómero de vidrio	50
C.3.3.1. Adhesivo de ionómero de vidrio Ketac Cem™ Aplicap	50
D. RESISTENCIA ADHESIVA – TÉCNICA DE PUSH-OUT	51
II. HIPÓTESIS DEL ESTUDIO	55
III. OBJETIVOS.....	59
IV. MATERIAL Y MÉTODOS	63
A. DISEÑO DEL ESTUDIO.....	65
A.1. Variables principales o independientes	65
A.2. Variable secundaria o dependiente	65
B. SELECCIÓN DE LA MUESTRA.....	65
C. PREPARACIÓN DE LA MUESTRA	66
C.1. Perfusión de los dientes	67
C.1.1. Técnica de inclusión de los especímenes - Grupo A	67
C.1.2. Técnica de inclusión de los especímenes - Grupo B.....	68
C.2. Preparación de las cavidades	69
C.2.1. Preparación de cavidades clase I - Dientes del Grupo A – Desarrollo del sistema de preparación de cavidades ocluso-proximales estándar	69
C.2.2. Preparación de cavidades clase II - Dientes del Grupo B – Desarrollo del sistema de preparación de cavidades ocluso-proximales estándar	71
C.3. Restauración de las cavidades en el Grupo A y B	72
C.3.1. La impresión	72
C.3.2. La restauración provisional.....	72
C.3.3. Confección de los inlays	73
C.3.4. Pretratamiento de la restauración del Grupo A y B	74
C.3.5. Restauración de las cavidades del Grupo A y B.....	74

D. RESISTENCIA ADHESIVA CON LA PRUEBA DEL PUSH-OUT	82
D.1. Preparación de los especímenes.....	82
D.2. Evaluación de la resistencia adhesiva.....	83
D.2.1. Punzón:	83
D.2.1.1. Adaptador del punzón al brazo activo de tensión de la Iberteste 500®	83
D.2.1.2. Cuerpo guía de deslizamiento.....	83
D.2.1.3. Extremo activo.....	84
D.2.2. Guía de desplazamiento.....	84
D.2.3. Disco base con anillo centralizador y puerta-muestras.....	85
D.2.4. Soporte base principal	85
D.3. Técnica de Push-out.....	86
D.3.1. El cálculo del área para la determinar la tensión	88
D.3.1.1. Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV)	88
D.3.1.2. Grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV)	88
D.4. El factor de configuración cavitaria.....	89
D.4.1. Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV)	89
D.4.2. Grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV)	90
E. EVALUACIÓN DEL TIPO DE FALLO.....	90
F. EVALUACIÓN DE LA INTERFACE CON MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO.....	91
F.1. Preparación de muestras para el microscopio electrónico de barrido	91
F.2. Preparación de las muestras para evaluar el modo de fallo en la interfase	92
F.3. Evaluación del modo de fallo	93
G. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	94
G.1. Estadística descriptiva	94
G.1.1. Variables cualitativas.....	94
G.1.2. Variables cuantitativas.....	95
G.2. Estadística analítica	95
V. RESULTADOS	97
A. RESISTENCIA ADHESIVA	99
A.1. Grupo A – incrustaciones cerámicos de clase I.....	99
A.1.1. Sistema de cementación Excite® DSC + Variolink II ®	99
A.1.2. Sistema de cementación Multilink® Sprint.....	99
A.1.3. Sistema de cementación Multilink® Automix, Primer A y B.....	100
A.1.4. Sistema de cementación RelyX™ Unicem Aplicap™	100
A.1.5. Sistema de cementación Ketac Cem™ Aplicap	100
A.2. Grupo B - incrustaciones cerámicas de clase II.....	103
A.2.1. Sistema de cementación Excite® DSC + Variolink II	103
A.2.2. Sistema de cementación Multilink® Sprint.....	103
A.2.3. Sistema de cementación Multilink® Automix, Primer A y B.....	103
A.2.4. Sistema de cementación RelyX™ Unicem Aplicap™	104
A.2.5. Sistema de cementación Ketac Cem™ Aplicap	104
A.3. Comparación entre resistencia adhesiva de incrustaciones cerámicos de clase I y clase II	106
B. TIPO DE FRACTURA	109
B.1. Clasificación del tipo de fractura tras la medida de la resistencia adhesiva.	109
C. TIPO DE FALLO O TIPO DE FRACTURA	109
C.1. Tipo de fractura en clase I y clase II, en conjunto	109
C.2. Comparación entre los tipos de fractura y los sistemas adhesivos	111

C.2.1. En cavidades de clase I	111
C.2.2. En cavidades de clase II.....	112
C.3. Comparación dentro de cada grupo	114
C.3.1. En cavidades de clase I – Grupo A	114
C.3.2. En cavidades de clase II – Grupo B	115
D. MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO.....	117
D.1. Evaluación del tipo de fallo	117
VI. DISCUSIÓN	129
A. METODOLOGÍA Y RESISTENCIA ADHESIVA.....	131
B. MODO DE FALLO	141
VII. CONCLUSIÓN.....	143
VIII. BIBLIOGRAFIA.....	147

I. INTRODUCCIÓN

Una variable importante en adhesión es el substrato (Tagami J, 1990). El componente orgánico de la dentina es mucho mayor que el que tiene el esmalte, lo que va a tener una influencia muy importante sobre los valores de adhesión, además existen diferencias, tanto morfológicas como de contenido mineral en diferentes localizaciones de la dentina. Así, la adhesión a la dentina ha sido objeto de intensas investigaciones, debido a las características de su substrato, su elevado contenido orgánico, su estructural variación tubular y por la presencia de movimiento. En este trabajo vamos a estudiar la influencia de estos sobre la adhesión a la dentina de inlays cerámicos de cavidades de clase I y cavidades de clase II, con la perfusión de las piezas dentales, pretendiendo simular mejor las condiciones intra-orales.

Las expectativas estéticas de los pacientes han crecido relativamente a los dientes posteriores, así como en la región anterior. Con el desarrollo de los procedimientos adhesivos las resinas compuestas foto activadas, materiales restauradores de mayor uso, han se tornado muy populares. Sin embargo estas restauraciones tienen asociados problemas como la resistencia al uso, estabilidad de color, cambios volumétricos y micro infiltración.

La elevada performance de las restauraciones cerámicas imitan la superficie de la estructura del esmalte, tienen un coeficiente de expansión térmica idéntico a la estructura del diente, tienen un reducido cambio volumétrico comparando con las resinas compuestas y todo esto tiene un efecto positivo en la adaptación marginal de la restauración. Sin embargo estas restauraciones cerámicas presentan, también, propiedades estéticas excepcionales, una excelente estabilidad de color y un elevado nivel de biocompatibilidad con los tejidos periodontales y con la pulpa.

El suceso clínico de las restauraciones cerámicas depende grandemente, de la existencia de una adhesión de seguridad al tejido dentario y las propiedades de los agentes de adhesión son decisivas para la longevidad de las restauraciones.

Recientemente fueron propuestos al mercado adhesivos/cementados de auto grabado que presentan un sistema que tiene menor sensibilidad para las distintas condiciones biológicas y técnicas o sea son menos sensibles que los adhesivos de grabado total, sus predecesores.

Con el presente trabajo de investigación, que es un estudio “in Vitro”, pretendemos comparar la fuerza de adhesión a las paredes laterales de cavidades oclusales y de cavidades oclusales-proximales de inlays cerámicos usando un adhesivo de grabado total, tres adhesivos de auto grabado y un ionómero de vidrio, mediante la técnica del Push-out, y además, evaluar con microscopia electrónica de barrido el modo de fallo.

A. HISTOMORFOLOGIA DE LA DENTINA Y ESMALTE

A.1. Histología de la dentina y esmalte

A través de diferentes perspectivas la dentina y la pulpa se puede considerar como un tejido único. La pulpa es un tejido blando de origen mesenquimatoso, con células especializadas – odontoblastos – que se disponen periféricamente en íntimo contacto con la matriz dentinaria. Esta íntima relación es denominada como complejo pulpo-dentinario y constituye la razón por la cual este tejido es considerado una única entidad funcional, aunque contenga distintos elementos histológicos.

La pulpa está ubicada en la cámara pulpar, la cual es una cavidad inextensible cuyas paredes están delimitadas por dentina mineralizada y está constituida por nervios, tejido vascular, fibras de tejido conectivo, fluido intersticial, odontoblastos, fibroblastos, células inmunocompetentes y otros componentes celulares. Tiene un sistema microcirculatorio con arteriolas y venúclas que disminuye con la edad y es el único órgano sensorial del diente.

La dentina es descrita como un compuesto biológico compuesto, en peso, por 70% de materia inorgánica, 18% de materia orgánica y un 12 % de agua (Mjor I y cols., 1989). En cuanto al volumen, el 50% de materia inorgánica, 25% de orgánica y otros 25% de agua (Mjor I y cols., 1989). El principal componente inorgánico es $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ (i.e., hidroxiapatite), y los cristales están formados por varios miles de unidades celulares y tienen una forma laminar. El grosor puede llegar hasta los 3.5 nm y su longitud es de hasta 20 nm. Los cristales de hidroxiapatite son similares a los cristales del cemento y del hueso, pero un poco más pequeños que los del esmalte. Existen, aunque, otros elementos como carbonatos, fosfatos cálcicos diferentes de la hidroxiapatita, sulfatos y ciertos oligoelementos (Davis W, 1986; Melfi R, 1994; Mjor I y cols., 1989). En la porción orgánica se pueden encontrar fracciones de lípidos, glicoproteínas, compuestos proteicos no identificados, siendo su principal constituyente las fibras de colágena (Davis W, 1986; Melfi R, 1994; Mjor I y cols., 1989).

La dentina y el esmalte están íntimamente limitados por la unión esmalte-dentina (JED) y la dentina por su vez se une al cemento por la unión dentina-cemento (JDC). La microscopía electrónica, ha revelado que los cristales de hidroxiapatite de la dentina y del esmalte están ínter mezclados en el área ocupada por la lámina basal en el epitelio interno del esmalte y esa organización crea una unidad en esas dos estructuras. Porque la lamina basal es disuelta antes que empiece la dentinogénesis, no hay ninguna membrana orgánica separando los cristales del esmalte de los cristales de la dentina (Cohen S y Hargreaves K, 2006).

El esmalte es el tejido más mineralizado y contiene 95%-96% de materia inorgánica. 30% del su volumen es compuesto por una matriz de materia orgánica y agua.

La dentina primaria es definida como la dentina que se forma durante el desenvolvimiento dentario. La dentina secundaria es la dentina que se forma fisiológicamente, después del desenvolvimiento de la raíz estar completo. El desarrollo de la dentina es clasificado como ortodentina. El manto dentinario es la primera dentina formada y está situada inmediatamente por debajo del esmalte o del cemento. El manto contiene unas fibras que corren perpendiculares al JED. Los espacios entre las

fibras están ocupados con fibras muy pequeñas de colágeno que están puestas más o menos paralelas al JED y JDC, (Cohen S y Hargreaves K, 2006).

La dentina del manto tiene 150 μm de espesor y es menos mineralizada que la dentina subyacente (Herr P y cols., 1986).

La mineralización de la matriz dentinaria empieza dentro del manto dentinario.

Pre dentina es la matriz de dentina no mineralizada situada entre la camada odontoblastia y la dentina mineralizada.

A.2. Dentina coronal

Para la dentina existen variaciones entre las distintas regiones de la misma, así como entre la dentina de la corona y de la raíz.

Una característica de la dentina humana es la presencia de tubulos dentinarios que ocupan de 1% (dentina superficial) hasta 30% (dentina profunda) del volumen de la dentina intacta (Garbeloglio R, 1976; Pashley D, 1996). Estos tubulos contienen las células de los procesos odontoblasticos. Tubulos de 2 a 3 μm en diámetro se forman al redore del proceso odontoblastico y atraviesan el espesor de la dentina desde la JED o JDC hasta la pulpa. En la dentina coronal los tubulos tienen la forma de un “S” itálica, desde la JED hasta la pulpa y en las zonas cuspidéas o incisales el trayecto es prácticamente rectilíneo. Así que se aproximan de la pulpa, los tubulos son convergentes, porque la superficie de la cámara pulpar es mucho menor que la superficie de la dentina al largo de la JED (Fig.I.A.2.-1). Esto resulta en un aumento progresivo en la permeabilidad dentinária. Es posible que la dirección de las ramificaciones influya en la orientación de las fibras de colágeno en la dentina inter tubular, (Cohen S y Hargreaves K, 2006).

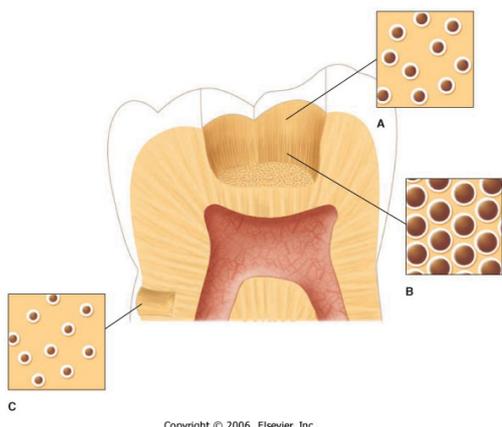


Fig.I.A.2. -I- la diferencia entre el tamaño y la densidad de los tubules dentinários

- A - dentina superficial
- B - dentina profunda
- C - dentina radicular

La dentina tiene más o menos 45.000 túbulos/mm² en la zona de la pulpa y 20.000 túbulos/mm² en la unión esmalte/dentina (JED). El diámetro de los túbulos también va decreciendo desde la pulpa hasta la unión esmalte-dentina desde 1.9 µm en el área más próxima a la pulpa hasta 0.8 µm cerca de la unión esmalte/dentina (Garberoglio R y Brannstrom M, 1976), Tabla I.A.2.-1

Mean Number and Diameter per Square Millimeter of Dentinal Tubules at Various Distances from the Pulp in Human Teeth

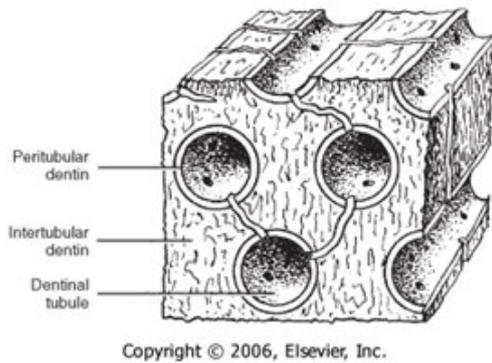
DISTANCE FROM PULP (mm)	Number of Tubules (1000/mm ²)		Tubule Diameter (µm)	
	MEAN	RANGE	MEAN	RANGE
Pulpal wall	45	30-52	2.5	2.0-3.2
0.1-0.5	43	22-59	1.9	1.0-2.3
0.6-1.0	38	16-47	1.6	1.0-1.6
1.1-1.5	35	21-47	1.2	0.9-1.5
1.6-2.0	30	12-47	1.1	0.8-1.6
2.1-2.5	23	11-36	0.9	0.6-1.3
2.6-3.0	20	7-40	0.8	0.5-1.4
3.1-3.5	19	10-25	0.8	0.5-1.2

From Garberoglio R, Brännström M: *Arch Oral Biol* 21:355, 1976.

Copyright © 2006, Elsevier, Inc.

Tabla I.A.2.-1- el numero medio y el diámetro medio por mm² de los tubulos dentinales, con varias distancias de la pulpa, en dentina humana

La dentina que reviste los túbulos es denominada dentina peri tubular y la dentina que está entre las áreas de los túbulos es conocida por dentina ínter tubular (Fig.I.A.2.-2). La dentina peri tubular representa una forma especializada de ortodentina, no común en todos los mamíferos. La matriz de dentina peri tubular difiere de la dentina ínter tubular por tener relativamente menos fibras de colágeno y una grande proporción de proteoglicanos sulfatadas y mineral. Por su contenido en colágeno, ser más bajo, la dentina peri tubular es más rápidamente disuelta en ácido que la dentina ínter tubular. Para remover la dentina peri tubular agentes grabadores, son utilizados, como el ácido en operatoria dental y el etilenodíaminotetraacética (EDTA) en endodoncia, para abrir los túbulos y hacer con que la dentina esté más permeable. La dentina peri tubular es más mínularizada y más dura que la dentina ínter tubular (Cohen S y Hargreaves K, 2006). La dentina peri tubular tiene una estructura tubular y su grosor es variable siendo aproximadamente de 0.75 µm en la dentina externa y de 0.4 µm en la dentina interna (Bhaskar, 1993). La dureza de la dentina ínter tubular no reforja el soporte estructural de la dentina ínter tubular. La dentina ínter tubular esta localizada entre la dentina peri tubular y constituye el volumen de la dentina. La matriz orgánica es constituida por fibras de colágeno con diámetros de 50 a 100 nm (Cohen S y Hargreaves K, 2006).



(From Trowbridge HO: Dentistry 2[4]:22-9, 1982.)

Fig.I.A.2.-2- dentina peri tubular e dentina inter tubular

A.3. Presión intrapulpar y líquido de perfusión

La perfusión de los dientes con un fluido que reemplace al líquido dentinario en las investigaciones in Vitro, imita las condiciones fisiológicas de los dientes vivos (Según A y cols., 2003).

La presión intrapulpar medida en dientes humanos sanos es de 25 mm/Hg (Van Hassel y cols., 1971).

La perfusión de los dientes en los estudios de laboratorio parece ser un factor muy importante en la modificación de la superficie adhesiva (Escribano N y cols., 2001, 2002; Del Nero y De la Macorra J, 1999; De Haro y cols., 1998). Varios estudios “in Vitro” mostraron que la adhesión está reducida cuando se realiza a un substrato húmedo (Escribano N y cols., 2001).

La efectividad de un material restaurador se ha intentado medir correlacionando su capacidad de sellado y su fuerza de adhesión (Escribano N y cols., 2001).

Para algunos autores existe una relación inversa entre la permeabilidad dentinaria (capacidad de sellado) y la magnitud de la fuerza adhesiva (Pashley D y cols., 1988; Hansen S y cols., 1993; Prati C y cols., 1992). Aunque, para otros autores (Tagami J y cols., 1990; Davidson C, 1993) la fuerza de adhesión depende del mecanismo de hibridación, independientemente de si interfase está sellada.

Muchos estudios han informado que la presión intrapulpar simulada, incrementa la humedad en la superficie dentinaria y reduce la adhesión (Mitchem J y Gronas D, 1991; Prati C y cols., 1991a).

Los anestésicos locales con vasoconstrictor disminuyen la presión sanguínea y la presión intrapulpar (Harrington G y cols., 1970 y Kim S y cols., 1984).

El líquido presente en los canalículos dentinarios es el mismo que se encuentra en el espacio intersticial de la pulpa dentaria. Los túbulos no presentan canales abiertos, estudios con MEB han mostrado una matriz fibrosa en la forma de “hydrogel” (Linden

L y cols., 1995). Esa matriz restringe la conductibilidad hidráulica del fluido extracelular – proteínas plasmáticas (Linden L y cols., 1995).

De Haro y cols., han utilizado como líquido de perfusión “Plasmaproteis Grifols”, que tiene una composición similar al suero sanguíneo. Otros autores, han usado agua (Moll K y Haller B 2000 y Ozok A y cols., 2003), sabiendo que el agua tiene un efecto negativo en los adhesivos. Otros usan agua destilada en su sistema de perfusión (Escribano N y cols., 2001).

B. CERÁMICAS: CLASIFICACIÓN Y CARACTERÍSTICAS

La palabra cerámica proviene del griego Keramos y quiere decir “materia quemada” o “arcilla” (Poujade J y cols., 2004). La cerámica es usada en Odontología desde hace cerca de 200 años. La primera referencia de una cerámica de uso odontológico data de 1774.

Las cerámicas odontológicas pueden ser clasificadas de varios modos: (1) Por su uso o indicaciones (para anterior, para posterior, prótesis unitarias, carilla, pernos y núcleos, pigmento cerámico y glaseado cerámico); (2) Por su composición (alúmina pura, zirconia pura, vidrio de sílica, cerámica vítrea a base de leucita, cerámica vítrea a base de litio); (3) Por el método de procesamiento (sinterización, sinterización parcial y infiltración de vidrio, CAD-CAM y tornamiento por copia); (4) temperatura de fusión (baja fusión, media fusión y alta fusión); (5) Por su microestructura (vítrea, cristalina y cristalina vítrea); (6) Por su translucidez (opaca, translúcida, transparente); (7) Por su resistencia a la fractura o (8) por su abrasividad (Anusavice K, 2003).

Las cerámicas odontológicas han sufrido muchas modificaciones en su composición química, mejorando la calidad de las infraestructuras y de la cerámica de recubrimiento.

Algunas de las propiedades más importantes de las cerámicas son: translucidez, estabilidad química, fluorescencia, biocompatibilidad, alta resistencia a la compresión y coeficiente de expansión térmica similar a la estructura dentaria, y tienen como desventajas y limitaciones su fragilidad y susceptibilidad a la propagación de la fractura. Estas propiedades hacen que las cerámicas tengan capacidad para mimetizar con el esmalte humano (Soares C y cols., 2005).

Durante muchos años los fabricantes han utilizado feldespatos naturales mezclados con cuarzo en una proporción del 85% de feldespato y 15% de cuarzo. Para disminuir la frecuencia de fracturas se le adicionó feldespato modificados con vidrio y de este modo obtener polvos cerámicos con temperaturas de fusión más bajas y definidas.

Las cerámicas odontológicas son materiales de naturaleza vítrea y sus componentes químicos pueden dividirse en:

- Óxidos formadores de vidrio
- Óxidos modificadores de vidrio
- Óxidos intermedarios

Las cerámicas de vidrio presentan una clase especial de cerámicas y son materiales policristalinas que tienen cristales cerámicos incorporados en una matriz de vidrio. La cantidad de fase cristalina puede ser aproximadamente 95-98% del volumen y el tamaño de los cristales son inferiores a 1 μm). Los agentes de nucleación tales como TiO_2 o ZrO_2 fueron introducidos en el vidrio para controlar la fase de cristalización. Existen dos tipos de agentes de nucleación: agentes con baja solubilidad en el vidrio (ex: Pt,Cu,Au;Ag) y agentes con alta solubilidad en el vidrio (ex: TiO_2 , ZrO_2 ,...), (Chawla K, 2003).

Los materiales cerámicos para uso dental son presentados en forma de polvo y líquido (agua destilada o líquido con aditivos). Algunos fabricantes presintetizan el polvo cerámico y lo presentan en distintas formas: bloques, pastillas fundidas o prensadas, pasta (opacos), ...

Material	Flexural strenght MPa	Young's modulus Gpa
Glass	55-70	70
Glass-ceramics	70-350	80-140
Al_2O_3	200-50	280-380
Steel	300-1400	210

Tabla I.B.-1- Propiedades mecánicas de las cerámicas de vidrio comparadas con otros materiales, Chawla K, 2003

B.1. Inlays cerámicos

Los inlays cerámicos han creado un grande interés hace muchos años en los materiales estéticos de reconstrucción en Odontología y muchos de esos materiales han tenido asociado el merito tecnológico de desarrollarse hace más de cien años. El origen de los inlay en cerámica esta reportado desde 1889 por Mara (Banks R, 1990).

Hoy en día y desde un punto de vista clínico, la operatoria dental incluye procedimientos de tratamiento “mínimamente invasivos” (Degrange H y Roulet J, 1997) o “intervención mínima” (Tvas M, Anusavice K y Frencken J, 2000). Esto significa que únicamente la parte del diente que fue perdida (ej: enfermedad) es sustituida por material restaurador que tiene una adhesión directa al tejido dental sano.

La mejora de las propiedades físico-químicas de los materiales, asociado a eficientes técnicas restauradoras, indican la utilización de restauraciones directas en un largo número de situaciones clínicas. Las restauraciones estéticas directas con resina compuesta llevan asociado el problema de la contracción de la polimerización, debido a este problema, las restauraciones estéticas con técnica indirecta están ganando protagonismo en la práctica clínica (Dietschi D y cols., 1994).

Las ventajas de las resinas compuestas sobre las cerámicas son: técnica más fácil, menos costosa, fáciles de reparar y mínimos problemas en ajuste de la oclusión. Las desventajas son: desgaste superficial y peor estética que la cerámica. Las restauraciones indirectas de cerámica, cuando son comparadas con las restauraciones de resina compuesta, presentan mejores y duraderas propiedades estéticas, una superior adaptación a las paredes cavitarias, menor filtración marginal y menor retención de placa bacteriana. Las desventajas de la porcelana son: gasto más elevado, dificultad de

reparación y posterior pulido y el ajuste oclusal elimina el glaseado y puede originar fracturas por propagación en la restauración (Baratieri L y cols., 2001).

Uno de los aspectos que puede influir en la elección entre una cerámica o una resina compuesta es la resistencia que el material ofrece a la fractura después de la cementación. Burke F y cols., (1993,1994,1995,1996) han determinado que la resistencia a fractura de un diente restaurado está influenciada por la dimensión de la cavidad, propiedades del material restaurador y del agente de cementación.

All-ceramic inlays y onlays presentan propiedades estéticas excepcionales, una excelente estabilidad de color y un elevado nivel de biocompatibilidad con los tejidos periodontales y con la pulpa (Banks R, 1990; Rosenblum M y Schulman A, 1997).

En adición a estas características estéticas, all-ceramic restauraciones posteriores tienen requisitos funcionales y morfológicos en el relleno de las cavidades. Estos requisitos esenciales, pueden ser influenciados por el diseño de la cavidad, teniendo un efecto en el tiempo de duración de estas restauraciones (Stappert CF y cols., 2005).

Las restauraciones estéticas, indirectas y adhesivas en los dientes posteriores son una alternativa para los dientes con significativa destrucción coronaria (Soares C y cols., 2004). La técnica de preparación de la cavidad (Burke F y cols., 1994 y 1996), los materiales utilizados para la fijación (Dietshi D y cols., 1990) y (Burke F y cols., 1995) y el tipo de material restaurador empleado (Burke F y cols., 1993) y (Dietshi D y cols., 1999), van a influenciar la resistencia a la fractura de estas restauraciones.

En un grande numero de estudios, se obtuvo la información que la distribución del estrés fue más uniforme en restauraciones de inlays en composite en comparación con los inlays cerámicos (Hikita K y cols., 2007).

B.2. La Cerámica de vidrio - disilicato de litio - e.max.® Press

El desarrollo de coronas e inlays hechos por Wain datan de 1923 (Jones D, 1985) en la cerámica de vidrio. Sin embargo, los problemas asociados al desarrollo de la cerámica, como la fragilidad, micro infiltración, fallos en el cementado y fallos en la adaptación hicieron con que esta técnica fuese abandonada. Hace cerca de 40 años atrás, fue descubierto que algunas formulaciones de vidrio, podrían ser modificadas con agentes de nucleación y cristalización en su tratamiento de fundición. El resultado del material fue muy fuerte, con un punto de fusión elevado y con un coeficiente de expansión térmica variable (MacCulloch W, 1968). El termo cerámica de vidrio fue dado a este tipo de material y su uso fue rápidamente expandido.

Las cerámicas son biomateriales usados en la confección de prótesis fija y que debido a sus propiedades ópticas, constituyen el material de elección para las restauraciones estéticas permitiendo la reproducción del diente natural (Holand W y cols., 2007).

Las cerámicas sinterizadas que contienen leucita han sido extensamente usadas en odontología desde 1980 (Holand W y cols., 2007). IPS Empress® fue la primera cerámica de vidrio desarrollada controlando la fase de cristalización - leucita, midiendo cada cristal cerca de 1µm (Holand W y cols., 2007). Como las cerámicas de vidrio son

producidas a través de bases de vidrios, los métodos para desarrollar estos materiales incluyen la nucleación y la cristalización (Holand W y cols., 2007).

IPS e.max. Press® son pastillas de cerámica de vidrio de disilicato de litio para la técnica de inyección. Las pastillas son fabricadas en un proceso continuo basado en la técnica de vidrio – proceso de colado/inyección. Esta nueva técnica es una técnica diferente del sistema de sinterización utilizado en la producción de las pastillas Empress/IPS Empress 2, porque previene la formación de defectos como los poros y el color se obtiene mediante iones polivalentes que se disuelven en el vidrio, distribuyéndose estos de una forma homogénea en el material de monofase, evitando así necesidad de añadir pigmentos al material, ya que esos pigmentos al alcanzar la temperatura de fusión se fundirían.

Los materiales que componen el sistema de IPS e-max Press® son múltiples:

Composición estándar:	(% en peso)
SiO ₂	57.0 – 80.0
Li ₂ O	11.0 – 19.0
K ₂ O	0.0 – 13.0
P ₂ O ₆	0.0 – 11.0
ZrO ₂	0.0 – 8.0
ZnO	0.0 – 8.0
otros óxidos	0.0 – 10.0
óxidos cromáticos	0.0 – 8.0

(Documentación Científica IPS e.max® Press Ivoclar-Vivadent)

Propiedades físicas:

Resistencia a la flexión	440 ± 40 MPa
Solubilidad química	40 ± 10 µg/cm ²
Coefficiente de expansión térmica (100 – 400°C)	10.15 ± 0.4 10E-6.KE-1
Coefficiente de expansión térmica (100 – 500°C)	10.55 ± =0.35 10E-6.KE-1
Modulo de elasticidad (GPa)	95

De conformidad a:

ISO 6872 Dental ceramic

ISO 9693 Metal-ceramic dental restorative systems

(Documentación Científica IPS e.max® Press Ivoclar-Vivadent)

B.3. Cavidades clase I y cavidades clase II

Las restauraciones de clases I y II están situadas en las faces oclusales de los dientes posteriores y por eso están expuestas a fuerzas másticatorias mayores que las de los dientes anteriores. Cuando las fuerzas actúan en las restauraciones de clase I y clase II, el patrón del estrés existente depende de la forma de la restauración (Sunnegardh-Gronberg K y cols., 2003). En el centro de la restauración de clase I el estrés es principalmente compresivo, mientras si la cavidad tiene un chanfro (recortada) el estrés de tracción se forma alrededor de las márgenes de la restauración oclusal. Al contrario

de las restauraciones de clase I, el estrés de tracción estará presente en las restauraciones de clase II, en el área del istmo debido a las dos superficies provocadas por la forma de la cavidad (O'Brien W, 1997).

Esta diferencia entre clase I y clase II esta bien relacionada con nuestra actividad clínica y esta reflectada en la longevidad de los estudios in "vivo", donde las clase II de amalgama muestran una longevidad menor que las restauraciones clase I de amalgama y la mayor causa para eso fallo es la fractura y la carie secundaria (Kreulen C y cols., 1998 y Collins C y cols., 1998) y esto problema no esta solamente asociada a las amalgamás.

Las restauraciones hechas en cavidades de clase I y de clase II, con inlays cerámicos en IPS Empress han probado ser un tratamiento opcional y seguro con tasas de suceso entre los 93% y 95.6%, después de un periodo de observación de 4-7 años. Además, después de un periodo de 6 años, las fracturas ocurren en un 2.6% a 5.2% de los casos y se deben a un inadecuado diseño de la cavidad, una pobre adaptación de la restauración a la cavidad así como a una buena unión adhesiva entre el diente, el composite y la cerámica (Stappert C y cols., 2005).

B.4. Factor-C

La magnitud y dirección (o el vector de compresión) esta influenciada no solo por los factores del material, pero también por la geometría del medio envolvente, normalmente la forma y el tamaño de la cavidad a ser restaurada (Feilzer A, 1987).

En una primera aproximación este factor es orientado por el factor-C, una relación existente entre las superficies adheridas y las superficies libres (Feilzer A, 1987; De la Macorra J 1996).

El factor-C (factor de configuración cavitaria), fue definido (Feilzer A y cols., 1987) como el cociente entre el área de la superficie de adhesión sobre el área de la superficie libre, en relación a su configuración cavitaria. Así, cuanto mayor sea el área de la superficie adherida en relación con el área de la superficie libre, mayor será el estrés generado, ya que la capacidad de fluir el composite es menor.

La traducción matemática de este concepto, fue:

$$C = A_a / A_l$$

Donde A_a es el área de la superficie adherida y A_l es el área de la superficie libre. El C es el factor de configuración cavitaria.

Una aparente desventaja de las resinas compuestas es la contracción de la polimerización existente. Cuando esa polimerización surge en un espacio confinado, como son las paredes cavitarias, el estrés a desarrollarse en la interfase (Braga R y cols., 2005) y el factor-C tornase uno de los principales responsables por la separación de la restauración de la interfase adhesiva (Reis A y cols., 2003).

El resultado final de este fallo es la micro infiltración por fluidos orales y dentinales, así como la acumulación de microorganismos que son en su mayoría responsables por los

mayores problemas en las interfases: sensibilidad, descolocación y la carie secundaria (Gordan V y cols., 2006).

La reacción de polimerización debe ocurrir con una velocidad lenta, atrasando la fase “gel”, o sea el fenómeno hoy entendido como punto G (el desarrollo del modo de elasticidad) que es nada más que el punto a partir de lo cual las resinas no se pueden más deformar, dando al material la oportunidad de acomodarse con sus cambios dimensionales y así reducir el estrés (Feilzer A y cols., 1990).

Cunha L y cols., (2008) han concluido en su estudio que el factor C influye negativamente en la velocidad y en la cantidad de estrés generado, durante la foto polimerización de la resina compuestas o sea cuanto más elevado el factor C, mayor la cantidad de estrés generado y mayor la velocidad de desarrollar estrés y que el mismo factor C no ha probado tener un efecto en el grado de conversión (la porcentaje de dobles enlaces que reaccionan) de una resina compuesta.

C. ADHESIÓN

C.1. Concepto de adhesión en odontología: la adhesión a la dentina y esmalte

La palabra adhesión quer decir, ad y haerere (latín) y significa unir a (Sainz de Robles, 1967).

La adhesión es definida como la atracción molecular o atómica entre dos superficies que están en contacto y es producida pela fuerza de atracción interfacial existente entre las moléculas o átomos de los dos materiales. El material o película utilizado para producir adhesión se llama adhesivo, mientras que el material sobre el cual el adhesivo es aplicado se llama adherente.

Existen factores físicos que influyen en la adhesión, tales como la tensión superficial y la humectabilidad.

Para que se produzca una buena adhesión tiene que existir una buena humectabilidad y un íntimo contacto entre las superficies a unir (Nakabayashi N y cols., 1998)

Existen distintos tipos de adhesión en una interfase:

- La adhesión mecánica: Puede ser macro mecánica y micro mecánica.
- La adhesión química: Se puede conseguir a través de uniones primarias o fuertes (iónicas y covalentes) o secundarias o débiles (puentes de hidrógeno, dipolos o fuerzas de Van der Waals).
- Combinación de ambos los tipos

La adhesión al esmalte es un proceso fácil y efectivo, presentando excelentes y comprobados resultados en lo que concierne a la durabilidad, no obstante la adhesión a la dentina presenta todavía algunos problemas, pero la comunidad científica está realizando un gran esfuerzo para solucionarlos.

Fueron descritos en 1990 y en 1993 dos Modelos Fundamentales de Adhesión a Dentina. Uno es el Modelo de Pashley D y otro el Modelo de Gwinnett A.

El modelo de Pashley D (1990) también conocido como modelo lineal simple asume que la fuerza de unión de la resina a la dentina va a depender de la profundidad de la dentina y de la resistencia de la resina asumiendo que la diferente densidad de túbulos dentinarios y presencia de dentina sólida, como consecuencia de la proximidad a la pulpa, determinan la fuerza de unión tanto en dentina superficial como profunda. Así, en la dentina superficial la fuerza de unión estará más influida por la capa híbrida que por la densidad de los túbulos, mientras que en dentina profunda ocurriría justo al contrario. De esta forma, el “*tag*” de resina asume un papel destacado en la fuerza de unión, sobre todo, por el trayecto convergente de los túbulos dentinarios hacia la cámara pulpar, otorgando mayor retención micro mecánica al sistema. Se va a conseguir que la resina una a los túbulos, por lo que se obtiene el sellado de la luz del mismo.

El modelo de Gwinnett A (1993) refiere que la fuerza de unión de la resina a la dentina depende de, la superficie dentinaria de adhesión, la capa híbrida y de los “*tags*” de resina. Este autor defiende que la infiltración de la resina por el adhesivo, en la dentina ínter tubular como en el interior de la luz tubular, es responsable de un tercio del total de la adhesión. De este tercio la mitad se basa en infiltración de la dentina ínter tubular y formación de la capa híbrida y la otra mitad en la penetración de la resina en los tubulos y la formación de los “*tags*”. Los dos tercios restantes se deben a la denominada adhesión superficial que esta proporcionada por las interacciones físico-químicas del adhesivo con las irregularidades de la topografía dentinaria (Gwinnett A, 1993; Yoshiyama M y cols., 1995).

Según Gwinnett A (1993) la adhesión micro mecánica a la dentina (tejido proteico) está basada en tres mecanismos: a) mediante la infiltración de la dentina ínter tubular y la formación de la capa híbrida o zona de ínter difusión; b) mediante la infiltración de los túbulos dentinarios y sus ramás laterales; c) adhesión superficial, por el contacto entre el adhesivo y el substrato dentinario.

La capa híbrida adecuada, requiere que los péptidos dentinarios (incluidas las fibras de colágena) estén sin desnaturalizar, pues de lo contrario crearían una capa híbrida débil con gran susceptibilidad a su degradación, (Nakabayashi N y cols., 1991) y requiere que el sistema adhesivo contenga resinas hidrofílicas e hidrofóbicas y un catalizador que permita la polimerización en presencia del agua y oxígeno (Nakabayashi N, 1991).

Una de las principales características de la capa híbrida es la resistencia al ataque ácido (Nakabayashi N, 1991). Hay zonas de vacío en la profundidad de la dentina infiltrada, que corresponden a regiones en la que el adhesivo no ha llegado a penetrar (Sano H y cols., 1995). El hecho, de ser descrito, facilita el paso de líquido y enzimas bacterianas a esta zona, produciéndose una hidrólisis de los péptidos no protegidos con la hidroxiapatita o con la resina (Nakabayashi N y cols., 1992) apareciendo la nanofiltración (infiltración de bacterias debido a un inadecuado sellado de la capa híbrida con las fibras de colágeno), Sano H y cols., 1995.

Pero a pesar de que la capa híbrida, no es el único mecanismo de adhesión a dentina que puede ofrecer un sistema adhesivo. Los “*tags*” de resina que son producidos por una infiltración de resina debido al fenómeno de capilaridad, proporcionada por la apertura de los túbulos dentinarios tras el grabado ácido, también tienen su importancia

en la adhesión. Los “*tags*” son una combinación de la resina y de lámina limitante que cubre la pared tubular (Titley K y cols., 1995). Debido a la anchura y forma de los túbulos y a sus ramás laterales, los “*tags*” ofrecen una retención mecánica, aunque su contribución más importante a la adhesión consiste en propiciar un correcto sellado marginal (Gwinnett, 1993). Los “*tags*” son una combinación de la resina y de lámina limitante que cubre la pared tubular (Titley K y cols., 1995).

Morfológicamente la capa híbrida se divide en tres zonas (Finger W y cols., 1999; Kugel G y cols., 2000):

- Cuerpo principal, es el área más extensa y superficial de la capa híbrida, la cual esta limitada periféricamente por el tejido dental (esmalte, dentina y /o cemento)
- Zona tubular o de penetración transdental, es el tag de resina propiamente dicho, este puede llegar a medir aproximadamente entre 3-11 micras. Se reconoce como la unidad morfofuncional de la capa híbrida, porque es la zona de la cual depende principalmente la retención micro mecánica del adhesivo, además de ser la encargada de sellar los túbulos dentinales e impedir la posterior contaminación del substrato dental; por lo tanto, esta zona guarda relación directa con el complejo dentino-pulpar.
- Zona tubular – lateral o de penetración intradental, se refiere a los “*microtags*” de resina que se forman lateralmente a los “*tags*” principales, son pequeñas ramificaciones de las ínter digitaciones de resina de mayor diámetro. Según Van Meerbeek B y cols., (2002) la zona de penetración intradental es una versión micro de la capa híbrida.

Tanto para el esmalte como para la dentina, la adhesión micro mecánica viene asumiendo, a través del tiempo, su papel primordíal en el mecanismo de adhesión (Van Meerbeek B y cols., 2001). Los fenómenos de capilaridad y difusión son los primeros mecanismos para obtener la retención micro mecánica, que microscópicamente es llamada de “híbridación” (Nakabayashi N y cols., 1982).

Así, hoy en día se entiende que el principio fundamental de la adhesión al substrato dentario está basado en la sustitución de la parte inorgánica del diente por monómeros de resinas sintéticas que crían un mecanismo de ínter digitación (traba micro mecánica) denominado “*interlocking*”, con la polimerización (Asmussen E 1991; Van Meerbeek B y cols., 2003). Ese proceso incluye dos fases, la primera consiste en la eliminación de fosfato de calcio hasta la producción de micro porosidades en la superficie de esmalte y de la dentina. La otra, también llamada “híbridación”, incluye la infiltración de estas microporosidades y polimerización “*in situ*”. La “híbridación” o la formación de la capa híbrida fue descrita por primera vez por Nakabayashi N y cols. (1982), y es el resultado de la interacción química de los monómeros funcionales y el substrato dentario en asociación con el “*interlocking*” micro-mecánico (Van Meerbeek B y cols., 2003). La traba micro mecánica o “*interlocking*”, ocurre después de la desmineralización consecutiva, infiltrado de resina tras su polimerización y queda entremezclado con la estructura dental desmineralizada. Esto proceso hace un “*interlocking*” simples con el esmalte y los prolongamientos, “*entanglement*” de resina dentro das fibras de colágeno expuesto en la dentina.

Contudo, los recientes adhesivos “*mild self-etch*”, con un pH, relativamente alto no exponen más completamente las fibras de colágeno (Van Meerbeek B y cols., 2007). Un mecanismo adicional de ligaciones iónicas de los monómeros ácidos y de calcio en la hidroxiapatite, fue recientemente establecido (Yoshida Y y cols., 2004) y explica la buena eficacia clínica de algunos de estos adhesivos (Peumans M y cols., 2005).

La adhesión química puede ser obtenida por la unión de monómeros específicos con afinidad para la hidroxiapatite y la composición química de los adhesivos dentarios es o debería ser basada en estos procesos mencionados.

El barrillo dentinario o “*smear layer*” es un conglomerado de tejido inorgánico y orgánico resultante de las maniobras terapéuticas practicadas sobre el diente al cortar las superficies de los tejidos mineralizados, tiene un grosor aproximadamente de 1-5 μm , dependiendo del grosor de la cavidad se está húmeda o seca y del tipo y filo del instrumento usado en el corte (Van Meerbeek y cols., 1993), adhiriéndose así a las paredes cavitarias del diente. Fue analizada bajo microscopía electrónica de barrido por Brannstrom M y cols., en 1980, como una capa irregular, granular y amorfa.

Fue enfatizado que el barrillo creado por las fresas al cortar el diente es bastante grueso (Wahle J y cols., 1993) y hay autores que defienden la conservación del barrillo (Tay F y cols., 2000a; Sano H y cols., 1999). Por el contrario, otros que defienden su eliminación (Sen B y cols., 1995; Çalt S y cols., 2000) intentando encontrar una adhesión más estable a la dentina (Toida T y cols., 1995). Hoy en día, la conservación o eliminación depende del tipo de adhesivo usado. En el caso de los sistemas de grabado total, el barrillo dentinario se elimina por medio de un acondicionamiento ácido de la dentina (Van Meerbeek B y cols., 1998) y una adecuada remoción de la smear-layer conjuntamente con la desmineralización del esmalte y dentina en una pequeña extensión, torna muy importantes factores como la buena humectabilidad, la difusión, la penetración y la buena polimerización de los componentes de resina (Van Meerbeek B y cols., 2007). En cambio, en los sistemas auto grabadores, el barrillo dentinario se mantiene incorporándose a la capa híbrida formada (Tay F y cols., 2001).

Es bien reconocido que es muy difícil obtener valores elevados de adhesión en dentina profunda (Yoshikawa T y cols., 1999). Las razones para esta diferencia, en la resistencia adhesiva aunque se mantienen oscuros (Yong Wang y cols., 2006). Causton B y cols., en 1984 han reportado que la adhesión a la dentina profunda es menos de la mitad de la que tiene la porción superficial y esto indicia que la resistencia adhesiva microtensiva también varía con variaciones en la cavidad, de acuerdo con su posición en la estructura dentaria (Yong Wang y cols., 2006). Otros autores como Perinka y cols., 1992, afirmaron que no existía una correlación entre la concentración de iones de calcio y la espesura de dentina remaneciente y aceptando bien que el principal factor en la fuerte adhesión depende de la capa híbrida formada y de la calidad de su interfase (Yong Wang y cols., 2006).

C.2. Sistemas Adhesivos/Cementos

Clasificación y características por su mecanismo de acción

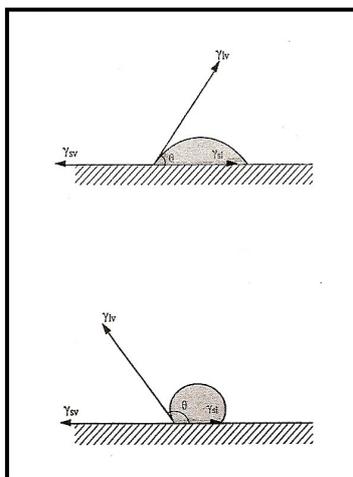
El adhesivo/cemento es un material que une dos superficies y la superficie a adherir se llama adherente o substrato. El espacio virtual que hay entre las superficies unidas se denomina interfase. Se puede definir interfase (Fig.I.C.2.-1) como una superficie a lo

largo de la cual ocurre una discontinuidad en una o más propiedades del material, como la densidad, el modulo de elasticidad, el coeficiente de la expansión térmica, fuerza de fractura, etc. Esta definición de una interfase reporta la misma como una entidad bidimensional, donde en la realidad hay una zona o área de interfase donde ocurre la discontinuidad. El área interfacial de una fibra/matriz, para una fibra con una dada fracción del volumen, varía inversamente con el diámetro de la fibra (Chawla K, 2003).



Fig.I.C.2.-1- Clyne T, Withers P, 1993

Interfase y humectabilidad no son términos sinónimos. Humectabilidad es la capacidad que tiene un líquido de estar en íntimo contacto con un sólido y esto no presenta necesariamente una ligación fuerte en la interfase (Chawla K, 2003). Por ejemplo un bajo ángulo de contacto representa una buena humectabilidad (Fig.I.C.2.-2), pero esto no es suficiente para tener una fuerte unión, por ejemplo: tener muy buena humectabilidad y una unión química débil son características las fuerzas de van der Walls, (Chawla K, 2003).



Para $\theta = 0^\circ$ tenemos una perfecta humectabilidad
 Para $\theta = 180^\circ$ no existe humectabilidad
 Para $0^\circ < \theta < 180^\circ$, existe una humectabilidad parcial

Fig.I.C.2.-2- Esquema de humectabilidad parcial, donde θ es el ángulo de contacto
 Chawla K, 2003

El papel de la interfase en materiales compuestos es muy importante, pero hay todavía una gran cantidad de preguntas por responder para saber cual es la mejor manera de optimizar su mejor respuesta mecánica e interacción química, para que soporte el estrés generado cuando una fuerza es aplicada.

Los agentes cementantes deben situarse en la interfase entre el diente preparado y la restauración, evitando que esta se recolonice por bacterias y acelerando la degradación del soporte, ante esto, un cemento ideal debe tener características de resistencia e insolubilidad en los fluidos orales.

La grande revolución en la odontología aconteció en 1955 cuando Buonocore publicó el grabado ácido al esmalte.

Hasta los años 90, solo se utilizaba en grabado selectivo del esmalte con ácido fosforico al 37%, a partir de este momento se empezó a utilizar el concepto de grabado total (total-etch), donde al mismo tiempo se grababa el esmalte y la dentina. Al mismo tiempo ha habido un gran desarrollo de los agentes de unión. Hoy en día, los adhesivos además de que son muy eficaces, han simplificado la técnica de aplicación, disminuyendo los errores clínicos cuando los manipulamos.

La clasificación más empleada en el medio científico – tecnológico se basa en la aparición cronológica del sistema adhesivo en el mercado odontológico, otra clasificación utilizada es la que hace referencia al número de pasos clínicos y similitud de sus ingredientes, aunque la composición proporcional sea diferente, consonante las diferentes clases de adhesivos (Van Meerbeek B y cols., 2001, 2007).

Van Meerbeek B y cols., 2001, clasificaba la adhesión a los tejidos dentarios mediante la utilización de adhesivos de grabado total, auto grabado y adhesivos de resina modificados con ionómero de vidrio.

Adhesivos de “etch&rinse”- grabado total - Se puede usar con dos estrategias:

- 3 pasos separados, grabado total mediante la aplicación de ácido, aplicación del primer y por último la resina adhesiva.
- 2 pasos separados, el grabado total y prime-bond en un solo paso

Adhesivos de “self-etch” – auto grabado - son necesarios:

- 2 pasos separados, para el primer acídico y resina adhesiva (Bond)
- 1 paso para el self-etch (resina de auto grabado)

Adhesivos de ionómero de vidrio – “resin-modified”

- Son self-adhesives en principio que no requieren de ningún pre-tratamiento. Hay autores que recomiendan el pre-tratamiento con ácido-polialquenoico (Inoue y cols., 2001a), ya que aumenta la eficacia de la adhesión.

En la actualidad hay una tendencia a la simplificación de los procedimientos adhesivos y así ha aparecido una nueva clasificación de los adhesivos contemporáneos. Los adhesivos aparecen clasificados en dos grupos: “*etch&rinse (E&R)*” y “*self-etch adhesives (SEAs)*” (Van Meerbeek B y cols., 2007), por sus similares ingredientes y el numero de botes que cada uno tiene (Fig.I.C.2.-3).

Adhesivos de “etch&rinse”- grabado total - Se puede usar con dos estrategias:

- 3 pasos separados, grabado total mediante la aplicación de ácido, aplicación del primer y por último la resina adhesiva.
- 2 pasos separados, el grabado total y prime-bond en un solo paso

Adhesivos de “self-etch” – auto grabado - son necesarios:

- 2 pasos separados, para el primer acídico y resina adhesiva (bond)
- 1 paso para el self-etch (resina de auto grabado)

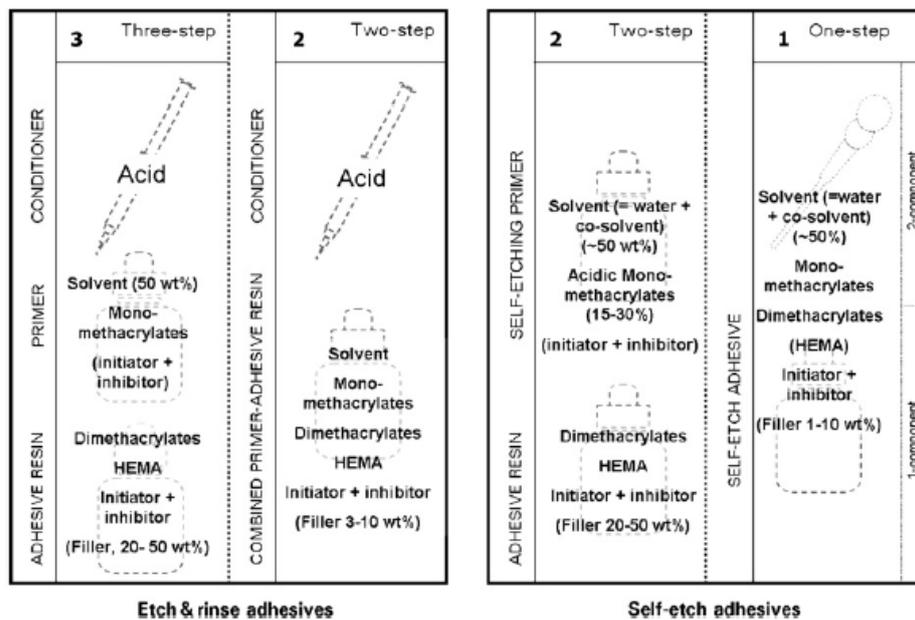


Fig.I.C.2.-3- Van Meerbeek B y cols., 2007

El primero objetivo de los adhesivos dentales es fornecer retención a las restauraciones compuestas o a los cementados de compuestos (Van Meerbeek B y cols., 2007)

En el diente preparado tenemos superficies irregulares en la dentina y esmalte provocados por el corte con una fresa. Para que podamos crear una buena unión micro mecánica son necesarias irregularidades que pueden ser producidas a través del condicionamiento ácido:

- Sobre la superficie del esmalte con ácido fosfórico a 37%
- Sobre la superficie cerámica con ácido hidrofúorídrico
- Sobre metales a través de tratamiento electrolítico o aeroabrasión con óxido de aluminio.

Los sistemas adhesivos son usados para unir los materiales de restauración al substrato dentario. Cuando se utilizan restauraciones indirectas, se crean rugosidades en su superficie interna (ej: sandblasting, fresa, ác. hidrofúorídrico al 5%,...), seguidas de la silanización, dependiendo del tipo de restauración indirecta utilizada y el tipo de cemento, para aumentar la retención entre las dos superficies (Hikita K y cols., 2007).

Para asegurar una buena ligación covalente entre el adhesivo y el material compuesto, los adhesivos dentales contienen resinas monoméricas y por eso motivo los monómeros deben ser considerados como los componentes más importantes dos adhesivos. Básicamente podemos distinguir dos tipos de monómeros:

- “Cross-linkers”- tiene dos grupos polimerizables (grupos vinílicos o $-C=C-$) o más (Coessens V y cols., 2001), forman polímeros “Cross-linkers”, tienen una fuerza mecánica mejor que los monómeros funcionales y por eso son muy importantes para el refuerzo de la resina adhesiva (Sheldon R, 1982; Odían G 2004).
- Monómero funcional son los que tienen, habitualmente un único grupo polimerizable (Coessens V y cols., 2001) y forman polímeros lineares.

Existen diferentes tipos de grupos polimerizables en los sistemas de resina. Los acrilatos y especialmente los monómeros metacrilatos son los más comunes. La grande diferencia entre ellos es (más un grupo metil), su reactividad. En oposición a los metacrilatos las ligaciones dobles de los acrilatos son mucho más reactivas y pueden por lo tanto levantar un problema de biocompatibilidad y vida propia (Peutzfeldt A y cols., 1997). Por otro lado los metacrilatos son también, menos sensibles a la inhibición por el oxígeno (Lee T y cols., 2004). Ambos son vulnerables a la hidrólisis de su grupo ester (Salz U y cols., 2005).

La estructura de los monómeros puede ser dividida en diferentes partes donde uno o más grupos polimerizables son enjertados en un “*Spacer*” y un grupo funcional, también (Van Meerbeek B y cols., 2007). El “*Spacer*” del monómero tiene una influencia muy grande en las propiedades del monómero y en el polímero final (Nishiyama N y cols., 2004). El “*Spacer*” es usualmente constituido por una cadena alcalina, contiendo otros grupos como ester, amidas, y grupos aromáticos. La polaridad del “*Spacer*”, en parte determina la solubilidad del monómero en agua y en otros solventes y el tamaño del grupo del “*Spacer*”, determina la viscosidad de los monómeros como consecuencia del suyo comportamiento relativamente a la humectabilidad y penetración (Van Meerbeek B y cols., 2007).

El grupo funcional en los monómeros funcionales usualmente tiene propiedades hidrofílicas, pero existen otras como la mejora de la humedad y desmineralización de la dentina, la liberación de flúor, y propiedades antibacterianas (Watanabe I y cols., 1994). El grupo funcional más común usado en los monómeros comerciales son los fosfatos, el ácido carboxílico los grupos alcohol.

Tradicionalmente, los adhesivos contienen resinas acrílicas monoméricas, solventes orgánicos, iniciadores e inhibidores y algunas raras veces partículas de carga (filler particles).

Los sistemas adhesivos convencionales usan la técnica de grabado total, la cual es muy sensible existiendo riesgo de cometer errores, que pueden dificultar la obtención de un sellado hermético. Para intentar resolver estos problemas, se han desarrollado nuevos adhesivos de auto grabado (Escribano N y cols., 2006).

Dependiendo de varios factores, como el comportamiento hidrofílico, los monómeros de metacrilato son susceptibles de hidrólisis en una solución acuosa. Además no solo el grupo ester típico de los acrilatos se puede hidrolizar en agua, como también el grupo fosfato y carboxílico usado en estos monómeros funcionales (Van Meerbeek B y cols., 2007). La velocidad de conversión es un importante factor que determina la resistencia físico-mecánica del polímero final (Ferracane J y cols., 1986; Bae J y cols., 2005).

Independiente de su resistencia mecánica, la baja velocidad de conversión, resulta en una alta permeabilidad (Cadenaro M y cols., 2005), más absorción de agua (Soh M y cols., 2004), más micro filtración (Tay F y cols., 2004), más degradación de la interfase adhesiva (De Munck J y cols., 2005) y más disolución de los monómeros residuales que no están curados y consecuentemente una más baja biocompatibilidad de los adhesivos dentales (Van Meerbeek B y cols., 2007). La polimerización es inhibida por algunos factores como la presencia del oxígeno (Gauthier M y cols., 2005), la presencia de agua intrínseca a dentina y por la presencia de residual solventes en el adhesivo (Nunes T y cols., 2005; Cardoso P y cols., 2005).

Se ha comprobado que la fotolimerización consigue un grado de conversión de 65-80%, mientras que la quimiopolimerización produce una conversión de 60-75% (Craig, 1998). Este autor refiere que, como el BIS-GMA tiene dobles enlaces reactivos en ambos extremos de la molécula, se obtiene un polímero muy cruzado.

Dependiendo de la agresividad del ácido grabador, los adhesivos pueden clasificarse según su pH en:

- Adhesivos fuertes, con $\text{PH} \leq 1$
- Adhesivos suaves, con $\text{PH} = 2$

Otros adhesivos son clasificados como “fuerza intermedia”, que tienen un Ph cerca de 1.5, como son AdheSE (Vivadent) y OptiBond solo Plus self-etch (Kerr) (Van Meerbeek B y cols., 2003).

C.2.1. Adhesivos que eliminan el barrillo dentinario (grabado total)

Estos adhesivos condicionan la dentina con un ácido que remueve totalmente el barrillo dentinario (Van Meerbeek B y cols., 1992). Pueden presentarse en la forma de:

- Adhesivos de tres pasos – constan de tres componentes por separado y constituyen el modelo convencional del procedimiento adhesivo a la dentina. El primer paso, se aplica ácido ortofosfórico 35% durante 15 s sobre la dentina, este es capaz de eliminar todo el barrillo dentinario que se produce durante la preparación cavitaria y desmineralizar entre 4-11 micras (en profundidad) la superficie dentinal expuesta (Perdigão J y cols., 1999). Tras el, se enjuaga la dentina grabada y se aplica un imprimador. El tercer paso consiste en el empleo de una resina adhesiva
- Adhesivos de dos pasos – constan de dos componentes. El primer paso, se aplica ácido ortofosfórico 35% durante 15 s sobre la dentina, este es capaz de eliminar todo el barrillo dentinario que se produce durante la preparación cavitaria y desmineralizar entre 4-11 micras (en profundidad) la superficie dentinal expuesta (Perdigão J y cols., 1999). El segundo paso, se aplica un bote donde están incluidos el imprimador y la resina adhesiva.

Estos adhesivos plantean algunos problemas, como el paso separado de grabar, lavar y secar incrementando la sensibilidad de la técnica (Tay F y cols., 2000a), la necesidad que tienen de secar tras enjuagar con agua, provoca un colapso de las fibras de colágeno (Gordan V y cols., 1998) y la profundidad de desmineralización creada por el ácido es mayor que la infiltración producida por los monómeros hidrofílicos del primer (Nakabayashi N y cols., 1996; Tay F y cols., 2001) dejando expuestas las fibras de colágeno desprotegidas de cristales de hidroxiapatita, las cuales, son susceptibles de hidrólisis (Watanabe I y cols., 1994; Burrow M y cols., 1996; Sano H y cols., 1999).

C.2.2. Adhesivos que preservan el barrillo dentinario (auto grabado)

Estos adhesivos consideran el barrillo dentinario como una barrera natural contra la penetración de bacterias, preservándola así. Pueden presentarse en la forma de:

- Adhesivos de dos pasos – constan de dos componentes separados. El primer paso consta de un imprimador y un ácido juntos que preservan el barrillo dentinario. Tras este paso se aplica una resina adhesiva
- Adhesivos de un paso – constan de un solo paso y incorporan todo en uno una resina auto grabadora

Los adhesivos auto grabadores modifican, transforman e incluyen el barrillo dentinario en la capa híbrida, produciendo un complejo híbrido, con la diferencia que los “*tags*” de resina que se logran obtener con el uso de los sistemas auto grabadores son más cortos y de menor diámetro que los obtenidos con los sistemas convencionales y que las fibras de colágeno no son totalmente desprovistas de la hidroxiapatita que las cubre. El uso de esos sistemas adhesivos representa un método bastante eficaz para prevenir el colapso de la trama de colágeno desmineralizado (Tay F y cols., 2001). Estos sistemas adhesivos tienen la ventaja de no haber necesidad de grabar, enjuagar y secar el substrato, por lo que desaparece el riesgo de sobre grabar y sobre secar la dentina (Tay F y cols., 2001). Aunque, al parecer, permite un sellado eficaz de los túbulos dentinales y márgenes cavitarios durante más tiempo (in vitro), porque gracias a la interacción química entre la hidroxiapatita y el monómero mejora significativamente la resistencia al proceso de degradación electrolítica del adhesivo y asegura una posición estable del mismo (Sano H y cols., 1995).

Se sugiere que el fracaso de esta clase de adhesivos, se debe a su leve capacidad desmineralizante, que no es capaz de crear un patrón óptimo de retención y eliminar el barrillo dentinario, por lo tanto, a nivel del esmalte no se forman los “*macrotags*” de resina y en la dentina debido a la obliteración parcial o total del túbulo dentinal y la escasa hibridación del tejido no se logrará conformar una capa híbrida efectiva que garantice el sellado biológico y la homeostasis del complejo dentino-pulpar (Gordan V y cols., 1998).

C.2.3. Propiedades ideales de los cementos

- **Biocompatibilidad** – de acuerdo con (Bottino M y cols., 2001), los materiales disponibles actualmente muestran un buen comportamiento biológico. Ocasionalmente algunos pacientes pueden exhibir alergia, con muy baja incidencia. Histológicamente, los cementos pueden causar una pequeña respuesta pulpar, principalmente si la dentina remanente es menor de 1 mm, pero la principal causa parece ser la contaminación bacteriana. Respecto a los cementos de resina, la Biocompatibilidad depende del grado de conversión de los Monómeros en polímeros durante la polimerización, por ello las molestias de sensibilidad post-operatorias pueden ocurrir debido a la incompleta polimerización de los mismos.
- **Adhesión** – Phillips & Skinner (John F 1996) consideran que la adhesión es el principal factor para la reducción de la micro filtración. Los cementos de resina presentan valores mayores de resistencia de adhesión y mayor resistencia a la fractura que los cementos tradicionales. Tanto los cementos de ionómero de vidrio modificados por resinas como los de resina sufren contracción, pudiendo producir estrés durante el asentamiento del material o rompimiento de la unión entre las superficies cementadas, ocasionando infiltración de fluidos orales, bacterias y sensibilidad post-operatoria.

- **Espesor de la película** – el espesor de la película de cemento interfiere directamente en el éxito clínico de la restauración, y es influenciada por la manipulación, temperatura y la proporción polvo/liquido. El cemento de resina dual, por ejemplo, presenta un mayor espesor cuando manipulado a una temperatura más baja, contrariamente con lo que ocurre con el cemento ionómero de vidrio. El cemento de resina viene demostrado una grande incidencia de desadaptación de coronas, probablemente debido a alta viscosidad de las resinas. Clínicamente, pueden ser seleccionados por sus ventajas mecánicas y adhesivas, su manipulación puede acarrear un riesgo de desadaptación.
- **Solubilidad** – La solubilidad frente a los fluidos orales debería ser bajos o nulos, los cementos están continuamente expuestos a una gran variedad de ácidos. El cemento de fosfato de zinc presenta una solubilidad relativamente baja en agua y apreciablemente mayor en ácidos orgánicos (láctico, acético e cítrico). Como los cementos de ionómero de vidrio vienen demostrando una susceptibilidad a la humedad durante la fase del fraguado, deben ser protegidos, para evitar su contaminación prematura y alta solubilidad inicial. Una ventaja de los cementos de ionómero de vidrio modificados por resina es que son menos susceptibles a la humedad inicial.
- **Micro filtración/Propiedades Antibacterianas** – un agente ideal de cementación debería ser resistente a la micro filtración y estar directamente relacionada con las diversas respuestas pulpares. Los cementos de fosfato de zinc e ionómeros de vidrio parecen ser los más capaces de limitar el metabolismo de las bacterias cariogénicas en las grietas marginales de los cementos de resina. Los cementos que contienen flúor en su composición presentan un efecto anti-cariogénico, siendo un aspecto importante en la cementación de prótesis en pacientes con alto riesgo de caries.
- **Resistencia de unión** – Un cemento ideal debería tener propiedades mecánicas suficientes para resistir a las fuerzas funcionales, a la fractura y la fatiga por estrés. Los cementos que presentan los mayores valores de módulo de elasticidad, cizallamiento y de resistencia de unión a la tracción y compresión, son los cementos de resina, a diferencia de los cementos tradicionales. Groten y Probst (John F 1996), avalaron la influencia de diferentes tipos de cementos en la resistencia a fractura de coronas de cerámica pura, y obtuvieron los mayores valores con los cementos de resina, seguidos dos cementos de fosfato de zinc y ionómeros de vidrio. Algunos estudios fueron realizados con el objetivo de aumentar los valores de las propiedades mecánicas, modificándolos, por ejemplo, la composición de los cementos con la adición de ácido cítrico al cemento fosfato de zinc o con fibras resinosas a los cementos de resina.
- **Relación polvo y líquido** – Las variaciones en la relación polvo/liquido puede afectar las propiedades mecánicas, el tiempo de trabajo y el tiempo de fraguado de algunos cementos. Estos también son afectados por la temperatura de la placa de vidrio o por el método empleado para su mezcla.
- **Espatulación** – el cemento ideal deberá tener una fácil mezcla y un tiempo de trabajo adecuado. Con el desarrollo de los cementos de ionómero de vidrio y de resina, el tradicional fosfato de zinc ha disminuido su uso, ahora los nuevos materiales tienen una técnica más compleja y en algunos casos, un mayor número de pasos.

- **Radioopacidad** – los cementos deben ser radio opaco, permitiendo al clínico observar a través del examen radiográfico la línea de cementación y la presencia de caries recurrentes o los excesos marginales de los cementos. Es importante que los cementos de resina tengan valores de radioopacidad mayores que la dentina y semejantes o mayores que el esmalte. Los cementos de doble polimerización presentan radioopacidad semejante al esmalte.
- **Propiedades estéticas** – la estabilidad de los cementos es un factor que debe ser considerado. El acelerador de amina presente en los cementos de doble polimerización puede llevar a una modificación cromática a lo largo del tiempo. Debido a esto, muchos profesionales prefieren el uso de sistemas de cementación fotopolimerizables para facetas y para coronas totalmente cerámicas en dientes anteriores, porque estos tienen mayor estabilidad de color.

C.2.4. Agentes para cementación y cementos

Actualmente se dispone e los siguientes agentes de cementación:

- **Cementos de fosfato de zinc** (norma ISSO 9917) - se componen de una solución acuosa de ácido fosfórico y óxidos de metal, usados hace más de cien años. Los componentes del polvo son óxido de zinc (90%) y óxido de magnesio (10%) y los componentes del líquido son ácido fosfórico, agua, fosfato de aluminio y en algunos casos fosfato de cinc. La proporción polvo/líquido recomendada es de aproximadamente 1.4 g de polvo para 0.5 ml de líquido. El contenido del ácido de la mayoría es cerca de $33\% \pm 5\%$ en peso. El agua controla la ionización del ácido y la reacción de fraguado se basa en una reacción ácido-básica entre el ácido fosfórico y los óxidos básicos. Tiene un pH aproximadamente de 2, dos min. tras el inicio de la mezcla y el aumenta rápidamente para 5.5 tras las 24 h, pudiendo causar irritación pulpar. El cemento no presenta adhesión química al sustrato presentando apenas dos propiedades físicas que son la retención mecánica y la solubilidad. Su resistencia a la compresión está por encima de 104 MPa y una resistencia a la tracción diametral de 5.5 MPa, con un módulo de elasticidad de aproximadamente 13.7 GPa, siendo muy resistente y permitido el uso en áreas de gran esfuerzo masticatorio y en prótesis parciales fijas extensas. La cementación debe ser realizada con una presión constante.
- **Cementos de policarbonatos de zinc** (norma ISSO 9917) - constituyen un sistema formado de polvo y líquido y se componen de óxidos de metal y ácido poli acrílico y se usan en odontología desde la década de 60. Los componentes del polvo son óxido de zinc (con algún óxido de magnesio o óxido estañado pudiendo ser adicionados bismuto, aluminio, fluoruro estano) y el líquido es constituido por una solución acuosa de ácido poli acrílico o copolímero de ácido acrílico con otros ácidos carboxílicos, como es el caso del ácido itaconico. El peso molecular de los poli ácidos varía entre 30.000 y 50.000 y la concentración del ácido varía entre 32% a 42% en peso. Tiene una rápida estabilización del pH y por eso presenta una adecuada biocompatibilidad con la pulpa. Su resistencia a compresión varía aproximadamente entre 55 a 67 MPa y tiene un módulo de elasticidad (2.4 a 4.4 GPa) que es menos de mitad del cemento de fosfato de zinc. El espesor del filme es aproximadamente 25 μm . Los iones reaccionan con los grupos carboxílicos de las cadenas de poli ácidos, formando una sal con una ligación cruzada, cuando el cemento toma prisa. La

complicada reacción de fraguada tiene lugar mediante la reacción de óxidos de metal con el ácido poli acrílico.

- **Cementos de ionómero de vidrio** (norma ISSO 9917) - fueron introducidos como agentes cementantes en el inicio de los años 70. El polvo es un vidrio de fluoraluminniosilicato de calcio soluble al ácido. La adición de lantano, estroncio, bario o oxido de zinc promueven la radiopacidad. Originalmente el liquido del ionómero de vidrio era una solución acuosa de ácido poliacrílico en la concentración de 40% a 50% pero en la mayoría de los cementos actuales el ácido forma un copolimero con los ácidos itaconico, maleico o tricarboxílico (el ácido tartárico también está presente en el liquido). Presenta mayor resistencia a la compresión (150 MPa) comparada con el cemento fosfato de zinc y un modulo de elasticidad que es equivalente a la mitad del cemento fosfato de zinc. El tamaño de las partículas varía entre 50 μm y 15 μm . La adhesión a las estructuras dentarias es hecha debido a formación de enlaces iónicas en la enterase diente-cemento, como resultado de la relación ecuación de los grupos carboxilo de los poli ácidos con el calcio del esmalte y dentina de la aptita. El fluor es un componente importante que mejora las características de trabajo y aumenta la resistencia del cemento y su exposición al medio oral le confiere propiedades anticariogenicas. Una de las desventajas del cemento es su elevada solubilidad y degradación marginal al exponerse a la humedad y/o saliva durante el periodo de fraguado, debilitando así el cemento.

- **Cementos de ionómero de vibro reforzados con resinas** - la reacción ácido-básica es modificada con la presencia de grupos metacrilato y foto iniciadores o por radicales libres iniciadores de polimerización química. El polvo tiene partículas de vidrio de fluoraluminiosilicato que tienen la capacidad de liberar iones y iniciadores de foto activación y o activación química. Los componentes del líquido en general contienen agua y ácido poliacrílico o ácido poliacrílico modificado con monómeros de metacrilato y hidroxietil metacrilato (HEMA). Los dos últimos componentes son responsables por la polimerización. Incluye un número de cementos híbridos, cuyas propiedades físicas y clínicas varían fuertemente dependiendo de la composición de los componentes individuales. Estos cementos son más resistentes a la acción del agua durante el fraguado del material, presentando menor solubilidad, manteniendo la adhesividad a las estructuras dentales, adhiriendo también a las resinas compuestas. La liberación de fluor es semejante a de los ionómeros convencionales, manteniendo el potencial anticariostático. Tiene una resistencia superior al fosfato de zinc, policarboxilato y algunos ionómeros convencionales, pero menores a las resinas compuestas.

- **Cimentos de resina modificados por poli ácidos** - compomeros (norma ISSO 4049) presentan mayor cantidad de resina compuesta y mucho menor de ionómero de vidrio buscando las mejores propiedades de la resina y de los ionómeros.

- **Composites de cementación** (norma ISSO 4049) - se basan completamente en los composites de restauración dental. Son prácticamente insolubles y mucho más resistentes que los cementos convencionales. Su composición consta de monómeros y partículas de relleno inorgánicas y la mayoría de las resinas adhesivas tienen carga de vidrio o sílice, entre 50 a 70% en peso, exhibiendo una alta resistencia a la compresión y a la fatiga tensional, siendo virtualmente insolubles en el medio bucal. Este aumento del contenido de la carga contribuye para aumentar la viscosidad del cemento, reducido su fluidez e incrementado su espesor. Su capacidad de adhesión a

varios substratos, su elevada resistencia a la abrasión, su resistencia al medioambiente oral y la extraordinaria estética gracias a la posibilidad de selección de diferentes colores, hacen de estos materiales los cementos de elección para restauraciones estéticas sin metal.

C.3. Adhesivos/Cementos usados en el estudio

El cementado de inlays cerámicos es crítico (Ozturk N y cols., 2003), porque la dentina tiene un substrato muy orgánico y la adhesión es peor que al esmalte. Por esto es necesario aumentar la adhesión a la dentina cuando hacemos inlays cerámicos (Ozturk N y cols., 2003).

C.3.1. Adhesivos de grabado total

C.3.1.1. Adhesivo Excite® DSC + Variolink II ®

Según el fabricante:

- **Excite® DSC** es un adhesivo a esmalte y dentina con relleno, fotopolimerizable y monocompente para utilizar con la técnica de grabado total (Fig.I.C.3.1.1.-1).

Composición: contiene HEMA, dimetacrilatos, acrilato de ácido fosfónico, dióxido de silicio altamente disperso, iniciadores y estabilizadores en solución alcohólica.

Indicaciones: adhesivo para restauraciones directas de composites fotopolimerizables, cerómeros™ y compómeros adhesivo para cementos de resina con foto iniciadores utilizados en cementaciones indirectas de cerámica sin metal, cerómeros y composites (veneers, inlays, onlays y restauraciones de recubrimiento completo).

- **Variolink II ®** es un cemento de fijación en base a composite de polimerización Dual (auto y fotopolimerizable) para la cementación adhesiva de restauraciones de cerámica y composite. Variolink II también puede utilizarse solo el sistema fotopolimerizable para el cementado de carillas y en este caso se utiliza solamente Variolink II base. Variolink II está basado en “Advanced Composite Technology” de Tetric® Ceram. Variolink II se suministra en 6 colores de base así como en 3 grados de viscosidad. En este trabajo hemos usado el color amarillo para distinguirlo de la cerámica cuando se observe bajo el etéreo microscopio para identificar el modo de fallo. Se recomienda el uso de pasta base con el catalizador de baja viscosidad para la colocación de coronas y coronas parciales, y la combinación de pasta base y catalizador de alta viscosidad para inlays/onlays y carillas (Fig.I.C.3.1.1.-1).

Tiempo de trabajo aproximadamente 3.5 min. a 37° C / 99° F

Composición: la matriz de monómero se compone de Bis-GMA, dimetacrilato de oretano y trietilenglicoldimetacrilato. El material de relleno inorgánico se compone de vidrio de Bario, trifluoruro de Iterbio, vidrio de fluosilicato de Ba-Al y óxidos mixtos esféricos. Contiene catalizadores, estabilizadores y

pigmentos. El tamaño de partícula oscila entre 0.04-3.0 μm . El tamaño medio de las partículas es de 0.7 μm .

Color usado: Amarillo (Universal), baja viscosidad

Espesor del film: 22 μm

Indicaciones: fijación adhesiva de restauraciones cerámica y composite, (inlays, onlays, coronas, puentes adhesivos sin metal, carillas (Targis®/Vectris®, IPS Empress®2, muñones) realizadas en clínica o laboratorio.



Fig.I.C.3.1.1.-1- Excite® DSC + Variolink II

C.3.2. Adhesivos de auto grabado

C.3.2.1. Cemento de auto grabado Multilink® Sprint

Según el fabricante:

- **Multilink® Sprint** es un composite de cementación autoadhesivo y de polimerización dual para la cementación de restauraciones indirectas elaboradas de cerámica total de alta resistencia, composite, cerámica sobre metal y metal. No necesita de un acondicionamiento previo o agentes adhesivos adicionales. La jeringa de auto mezcla permite una aplicación directa del material de cementación en la restauración, con el consiguiente ahorro de tiempo. Está disponible en tres colores con varios grados de translucidez: transparente (alta translucidez), amarillo (alta translucidez) y Opaco (baja translucidez). En este trabajo usamos el amarillo por el motivo explicado anteriormente (Fig.I.C.3.2.1.-1)

Tiempo de trabajo 160 \pm 30 seg. a 23°C \pm 1°C y 130 \pm 30 seg. aproximadamente a 37° C \pm 1°C

Tiempo de fraguado 360 \pm 30 seg. a 23°C \pm 1°C y 270 \pm 30 seg. aproximadamente a 37° C \pm 1°C

Composición: La matriz de monómero se compone de dimetacrilatos y monómeros ácidos. Los rellenos inorgánicos son de vidrio de bario, trifluoruro de iterbio y dióxido de silicio. El tamaño de las partículas es de 5 µm. El volumen total de los rellenos inorgánicos es de aprox. 48%

Color usado: Amarillo (alta translucidez)

Espesor del film: 15 µm

Modulo de elasticidad, auto-curado: 5.800 MPa

Modulo de elasticidad, polimerización con luz: 8.100 MPa

Indicaciones: cementación permanente de restauraciones indirectas realizadas con metal o cerámica sobre metal (inlays, onlays, coronas, puentes y postes), o con cerámica sin metal de alta resistencia: cerámicas de óxido de circonio, disilicato de litio y óxido de aluminio (coronas, puentes y postes) o con composites reforzados con fibra (postes).



Fig.I.C.3.2.1.-1-Multilink® Sprint

C.3.2.2. Cemento de composite autoadhesivo RelyX™ Unicem Aplicap™

Según el fabricante:

- **RelyX™ Unicem Aplicap™** es un cemento definitivo de resina autoadhesivo, de fraguado dual, presentado en cápsulas. Se aplica para el cementado definitivo y adhesivo de inlays, onlays, coronas y puentes de cerámica completa, composite o metal, y para el cementado de postes radiculares y tornillos. No se necesita adhesivo ni acondicionador dentinario. Esta disponible en distintas colores: A1; A2 Universal; A3 Opaco; Blanco Opaco; Translucido. Todas las colores son radiopacas. Libera iones de fluoruro y se encuentra disponible en varias colores. La cantidad minima obtenible de una cápsula es de 0.1 ml. (Fig.I.C.3.2.2.-1)

Composición: (Meta) acrilatos bifuncionales. El porcentaje de relleno inorgánico es de aproximadamente 72% en peso, el tamaño de partícula (D90%) es de 9.5 µm. La cantidad disponible en una cápsula es de al menos 0.1ml o 0.35ml.

Color usado: Translucido

Espesor del film: 16 µm

Indicaciones: cementado definitivo de inlays, onlays, coronas y puentes de cerámica completa, composite o metal y cementado definitivo de postes y tornillos.



Fig.I.C.3.2.2.-1-RelyX™ Aplicap™

Tiempos:

	min:seg
Activación	0:02
Mezclar en el RotoMix	0:10
Mezclar en el mezclador de alta frecuencia (ej. CapMix)	0:15
Preparación (a partir inicio mezclado)	2:00
Foto polimerización:	
• Una superficie, por oclusal	0:20
• Cada superficie posterior, adicionalmente	0:20
• Postes radiculares RelyX fiber Post, por oclusal	0:40
Auto fraguado (comienzo de polimerización después del inicio mezclado)	2:00
Auto fraguado (fin de polimerización después de comenzar la mezcla)	2:00

C.3.2.3. Cemento de resina Multilink® Automix Primer A y B

Según el fabricante:

- **Multilink® Automix, Multilink® Primer A y B** es un composite de cementación autopolimerizable con opción de foto polimerización para la cementación adhesiva de restauraciones indirectas confeccionadas con metal, metal-cerámica, cerámica total y composite. Multilink Automix se aplica junto con Multilink primer autogravante y autopolimerizable. Los dos componentes de Multilink Primer A y B se mezclan en una proporción 1:1, inmediatamente antes de la aplicación en dentina y esmalte. Está disponible en tres colores con diferentes grados de translucidez: transparente (alta translucidez), amarillo (alta translucidez), opaco (baja translucidez). En este trabajo utilizamos el color amarillo, por el motivo explicado anteriormente (Fig.I.C.3.2.3.-1)

Composición: En Multilink Automix la matriz de monómero está compuesta de dimetracrilato y HEMA. Los rellenos inorgánicos son de vidrio de bario, trifluoruro de iterbio, óxidos mixtos esferoidales. El tamaño de las partículas es de 0.25-3.0 µm. El tamaño de partícula principal es de 0.9 µm. O volumen total de rellenos inorgánicos es de aproximadamente 40%.

- Multilink Primer A contiene una solución acuosa de iniciadores;
- Multilink Primer B contiene HEMA y ácido fosfónico y agentes reticulantes de metacrilatos en una solución orgánica.

Color usada: Amarillo (alta translucidez)

Espesor del filme: < 20 μm

Modulo de elasticidad, auto-curado: $3.250 \pm 400 \text{ N/mm}^2$

Modulo de elasticidad, polimerización con luz: $7.200 \pm 400 \text{ N/mm}^2$

Indicaciones: cementación permanente de restauraciones indirectas allá dónde se necesita una fuerte adhesión al Metal y metal-cerámicas (inlays, onlays, coronas, puentes de tramo corto), puentes adhesivos y cerámica sin metal, especialmente cerámicas de óxido de circonio opacas, así como composites (inlays, onlays, coronas, puentes adhesivos libres de metal), espigas endodónticas confeccionadas con metal, cerámica o composite reforzados con fibra.



Fig.I.C.3.2.3.-1- Multilink® Automix, Primer A y B

C.3.3. Adhesivos de ionómero de vidrio

Según el fabricante:

C.3.3.1. Adhesivo de ionómero de vidrio Ketac Cem™ Aplicap

- **Ketac Cem™ Aplicap** es un cemento permanente de ionómero de vidrio que tiene una adhesión química directa al diente, no necesitando de pretratamiento de la cavidad con la aplicación de ácido o adhesivo dental (Fig.I.C.3.3.1.-1)

Composición: Está compuesto por un polvo y un líquido. El polvo contiene vidrio y pigmentos y el líquido contiene ácido poli carboxílico, ácido tartárico, agua y agentes conservantes. El ácido tartárico aumenta la estabilidad del material. El material se encuentra disponible en mezcla manual (Ketac Cem radiopaco y Ketac Cem μ) o en cápsulas (Ketac Cem Aplicap y Ketac Cem Maxicap). El tamaño medio de la partícula es de (d50) ca. 2.5 μm . La cantidad mínima obtenible de una cápsula asciende a 0.07 ml.

Color usado: Amarillo

Espesor del film: $16 \pm \mu\text{m}$ ISO 9917

Indicaciones: fijación de incrustaciones (inlays, onlays), coronas individuales, pernos, tornillos, fijación de bandas ortodónticas, fondos de cavidades

Tiempos: A una temperatura ambiente de $23^{\circ}\text{C}/73^{\circ}\text{F}$, los tiempos a considerar son:

	min:seg
Activación	0:02
Mezclar en el Rotomix	0:08
Mezclar en el mezclador de alta frecuencia (ej: CapMix)	0:10
Aplicación (a partir inicio mezclado)	3:10
Fraguado (a partir de inicio mezclado)	7:00



Fig.I.C.3.3.1.-1- Ketac™ Cem Aplicap + CapMix

D. RESISTENCIA ADHESIVA – TÉCNICA DE PUSH-OUT

El objetivo de cualquier teste que pretende caracterizar una interfase es extraer una información cualitativa y cuantitativa de las sus propiedades. Con la prueba de Push-out se cuantifica y se cualifica la fractura al corte, en la cual se basan los sistemas adhesivos, a través de la aplicación de sus propiedades mecánicas interfaciales (Fig.I.D.-1).

En el área de la salud, esta técnica esta ampliamente difundida en el estudio de biomateriales ortopédicos en el hueso (Thompson J y Gresson P 1999), donde se prepararan cavidades en el hueso se colocaran cilindros de biomateriales y se evaluó la fuerza requerida para expulsarlos. Ha sido introducida en odontología en 1970 por Roydhouse R, en 1985 por Kimura N y más tarde en 1998, para extrusionar cilindros de composito de discos de dentina. Posteriormente otros autores los han utilizado (Watanabe I y cols., 1994; Patierno J 1996; Wakefield C 1998; Frankerberger R y cols., 1999; Pest L 2002; Cheylan J y cols., 2002; Cekic I y cols., 2007; Maurício P y cols., 2007; Felix S y cols., 2007).

Aplicaciones del test del Push Out.

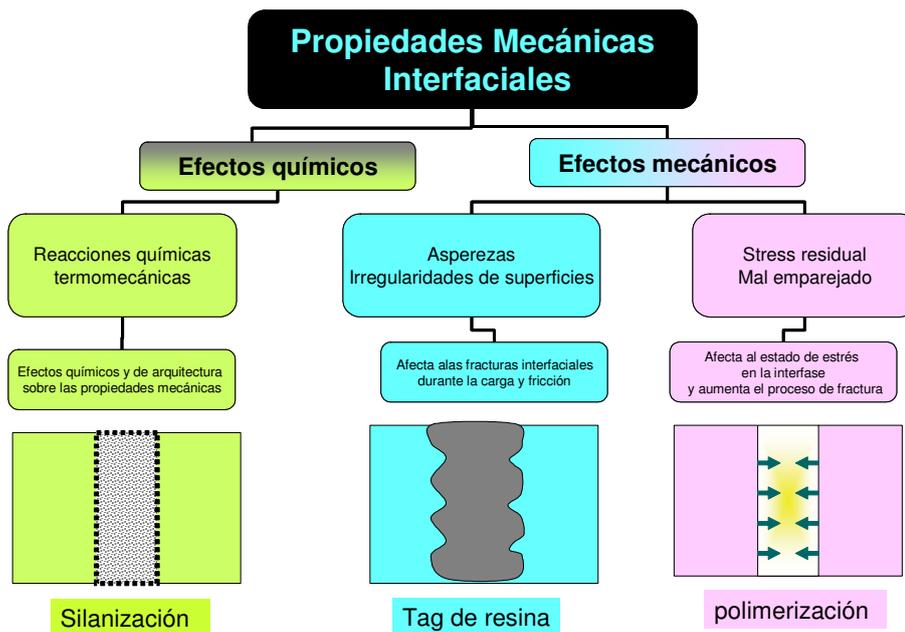


Fig.I.D.-1- Aplicaciones del teste de Push out

Cuando se aplica una fuerza progresiva de carga, el esfuerzo al cizallamiento de la zona despegada disminuye y la fuerza máxima se aleja de la superficie. La progresión del despegamiento transmite una fuerza sobre la longitud de contacto entre el inlay y el cemento, cuando se alcanza la carga máxima, el estrés llega al valor crítico en la interfase, logrando fracturar el sistema y siendo el valor que registra la maquina de ensayo (Chandra N y cols., 2001)

Descripción del proceso - Cuando se aplica una carga de compresión sobre la cara superior del disco induce un valor máximo de esfuerzo interno de cizallamiento cerca de la superficie.

En un despegamiento ocurren diferentes etapas, Fig.I.D.-2:

- Cuando se aplica fuerzas de carga incrementales el esfuerzo al cizallamiento de la zona despegada disminuye y la fuerza máxima se aleja de la superficie.
- Progresión del despegamiento ($P_d = F_d$) donde P_d representa alguna carga entre presión inicial ($P_i = F_i$) y presión máxima ($P_{max} = F_{max}$) podemos ver que la longitud entera de contacto entre el inlay y la dentina esta dividida en tres zonas.
- En la zona 1 la porción despegada sufre fricción de desplazamiento iniciando la longitud de despegamiento (L_d). La resistencia a la fricción esta representada por (f_r). La propagación de la fractura (Poisson) de la fibra a la zona de la matriz durante la aplicación del estrés, incrementa la presión en el contacto resultando un aumento del trabajo superando a la fricción. El aumento de la coeficiente tensión critica libera energía requerida para la extensión de la grieta aumentando los cambios progresivos del despegamiento.

- En zona 2 la porción adherida cerca del extremo de la grieta donde existe un alto estrés interfacial.
- En zona 3 es la porción adherida de la fibra más adelantada a la zona 2 donde el estrés de cizallamiento son despreciables. Cuando se alcanza la carga máxima (Pmax) el estrés máximo genera el valor crítico en la superficie inferior.

**Test del Push out:
Etapas de Despegamiento**

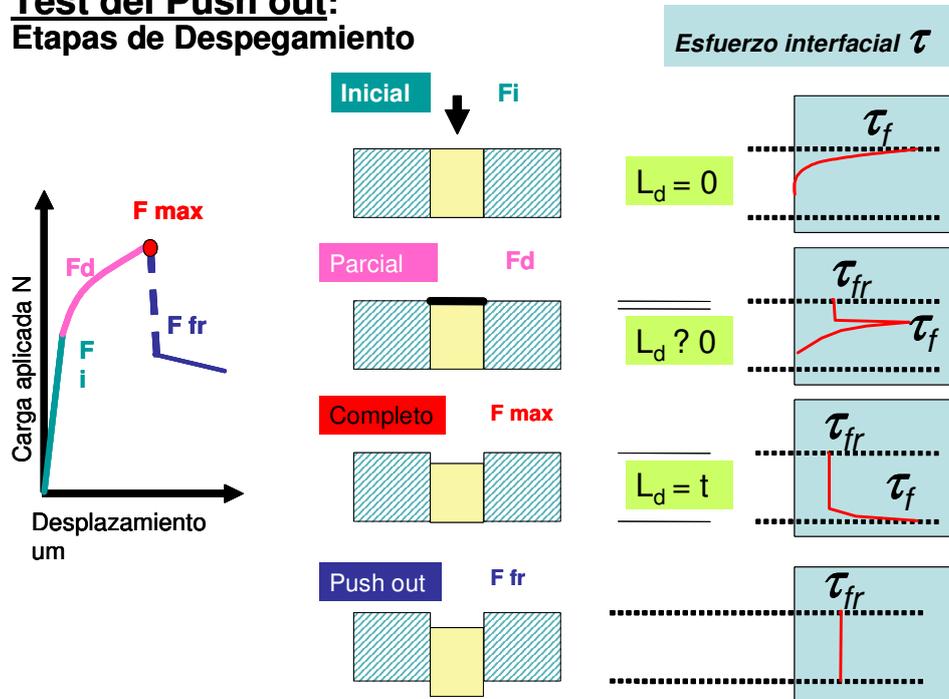


Fig. I.D.-2 – Etapas de despegamiento en el teste de Push out

Consiguiendo despegar la longitud entera hasta expulsar el inlay de la cavidad. Este resulta de un repentino descenso de la carga. Por que aumenta la resistencia al desplazamiento de la fibra por la fricción y rugosidad.

Chandra N y Ananth 1995, afirman que existen factores que afectan los resultados del Push-out, que son:

- el estrés residual generado durante el proceso de cementación del inlay;
- tratamiento posterior al proceso como almacenamiento, humedad, temperatura y tiempo (termo ciclado);
- evaluación de los efectos químicos locales en la interfase: silanización de los inlays y su adhesión al cemento;
- condiciones de aplicación de carga y el promedio de carga aplicada. Velocidad de travesaño;
- geometría del espécimen cónico o expulsivo y grosor del disco.

Los “shear tests” usan grandes áreas (3-12 mm²) mientras que los “microtensile testes” usan áreas aproximadas de 1 mm² (Cavalcante L y cols., 2006).

Los testes de “Microtensile Bond Strength” han sido desarrollados para permitir medir áreas seccionadas de adhesión, tan pequeñas como 0.5 mm² (Sano H y cols., 1994). Así fueron medidas y testeadas distintas superficies dentinarias (Nakajima M y cols., 1995,1999; Yoshiyama M y cols., 1998, 1999; Pereira P y cols., 1999). Usando ese método, los valores de resistencia adhesiva tienen una tendencia a que sean más elevados, reduciendo las concentraciones anormales de estrés (Sano H y cols., 1994; Shono Y y cols., 1997; Ogata M y cols., 2001).

Áreas de adhesión pequeñas están asociadas a elevados valores de resistencia adhesiva, mientras que áreas mayores muestran valores más bajos (Sano H y cols., 1994). Esto puede ser explicado por la teoría de Griffith (Sano H y cols., 1994) que establece que la probabilidad de existencia de defectos o fatiga es mayor en un material de dimensiones grandes comparativamente con un material de dimensiones más pequeñas. Para calcular la fuerza de resistencia adhesiva es muy importante controlar el área y conocer sus dimensiones (Cavalcante L y cols., 2006). Otras variables pueden influir en los testes de resistencia adhesiva como el substrato, el grabado ácido, el primer, el bonding y los procedimientos de almacenamiento (Pashley D y cols., 1995; Van Noort R y cols., 1989, Watanabe I y cols., 1994). La falla en la adhesión puede ser atribuida a la presencia de estrés y defectos que pueden iniciar la ruptura de los especímenes con áreas mayores (Escribano N y cols., 2001).

II. HIPÓTESIS DEL ESTUDIO

Las hipótesis nulas de este trabajo son:

1. La localización oclusal o proximal de la cavidad no va a influir en la resistencia adhesiva a las paredes laterales cavitarias de inlay cerámicos.
2. No va a existir influencia regional entre los valores de adhesión obtenidos entre la dentina superficial y profunda.
3. No van a existir diferencias entre la resistencia adhesiva obtenida tras la aplicación previa de adhesivos de grabado total o adhesivos de auto grabado en el cementado de inlays cerámicos.

III. OBJETIVOS

1. Medir la fuerza de adhesión a las paredes dentinarias laterales y la influencia regional en cavidades oclusales, usando un adhesivo de grabado total en el cementado de resina en inlays cerámicos.
2. Medir la fuerza de adhesión a las paredes dentinarias laterales y la influencia regional en cavidades oclusales, usando dos adhesivos de “self-adhesive” y un adhesivo de “self-etching” – ambos adhesivos de auto grabado - en el cementado de resina en inlays cerámicos.
3. Medir la fuerza de adhesión a las paredes dentinarias laterales y la influencia regional en cavidades ocluso-proximales, usando un adhesivo de grabado total en el cementado de resina en inlays cerámicos.
4. Medir la fuerza de adhesión a las paredes dentinarias laterales y la influencia regional en cavidades ocluso-proximales, usando dos adhesivos de “self-adhesive” y un adhesivo de “self-etching” – ambos adhesivos de auto grabado - en el cementado de resina en inlays cerámicos.
5. Comparar la fuerza de adhesión obtenida usando cementos de resina y cementos de ionómero de vidrio en cavidades oclusales y ocluso-proximales.
6. Comparar la fuerza de adhesión obtenida en cavidades oclusales versus cavidades ocluso-proximales.
7. Evaluar el tipo de fallo del espécimen tras la medida de la resistencia adhesiva en cavidades oclusales y ocluso-proximales.
8. Evaluar mediante microscopia electrónica de barrido la fractorografía en cavidades oclusales y ocluso-proximales.

IV. MATERIAL Y MÉTODOS

A. DISEÑO DEL ESTUDIO

Este estudio experimental fue realizado “in vitro” y llevado a cabo en la Facultad de Odontología de la Universidad de Granada, donde se confeccionó y se puso a punto un “Sistema de tallado de cavidades standard, en clase I y clase II” y un sistema de aditamentos específicos como mordazas para la aplicación de la técnica de Push out, para la máquina de tracción Electroteste® 500 de Ibertest.

A.1. Variables principales o independientes

Las variables independientes cualitativas fueron:

- Dos zonas de dentina coronal

Dentina coronal superficial (1mm)

Dentina coronal profunda (1 mm)

- Sistemas adhesivos y cementos

Sistema adhesivo Excite® DSC y cemento de resina dual, Variolink II®

Cemento de resina autoadhesivo de fraguado dual, Multilink® Sprint

Cemento de resina autopolimerizable Multilink® Automix, Primer A y B

Ionómero de autofraguado Ketac-Cem™ Aplicap

Cemento de resina autoadhesivo de fraguado dual, RelyX™ Unicem

A.2. Variable secundaria o dependiente

La variable dependiente cuantitativa será la resistencia adhesiva obtenida con la técnica de Push-out. Se realizó un estudio descriptivo de las características morfológicas de las interfases creadas con diferentes materiales adhesivos.

B. SELECCIÓN DE LA MUESTRA

En este trabajo hemos utilizado un total de 120 cordales inferiores humanos, libres de caries, restauraciones y fracturas que fueron seleccionados de forma aleatoria y preservados en 0.1% de solución de timol al 4°C, hasta su uso.

Los dientes fueron limpios y lavados con agua destilada y fueron divididos en dos grupos de sesenta dientes Grupo A correspondiente a cavidades de clase I y Grupo B correspondiente a cavidades de clase II. Cada Grupo A y B fue dividido en cinco subgrupos de doce dientes cada (AI, AII, AIII, AIV, AV y BI, BII, BIII, BIV, BV- Fig. IV.B.-1 y Fig.IV.B.-2), de los cuales diez (en cada sub. grupo) fueron para medir la resistencia adhesiva y los dos restantes para la evaluación con microscopía electrónica de barrido. Bajo presión intrapulpar simulada, se prepararan 50 + 10 cavidades oclusales (Grupo A) y 50 + 10 cavidades ocluso-proximales (Grupo B) que posteriormente fueron restauradas con inlays cerámicos cementados con distintos

cementos, en concordancia con cada subgrupo. Posteriormente, los cordales así restaurados fueran cortados perpendicularmente al eje axial del diente, obteniéndose discos de 1.0 mm de altura a diferentes niveles de la dentina. Cada uno de los cien discos del grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y los otros cien del Grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV), fue sometido al teste del Push-Out para medir la fuerza de adhesión a las paredes laterales en diferentes niveles, dentina superficial y profunda. Los otros discos adicionales, veinte del Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y veinte del grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV), fueron preparados para la evaluación con microscopia electrónica de barrido.



Fig.IV.B.-1-Selección de la muestra del grupo A



Fig.IV.B.-2-Selección de la muestra del grupo B

C. PREPARACIÓN DE LA MUESTRA

Todos los dientes del Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y B (BI, BII, BIII, BIV, BV), fueron preparados a una temperatura ambiente de 21° C y una humedad relativa del 50% al 60%. En todos los diente se hizo un corte perpendicular a su eje axial, a 2 mm de la

unión amelo-cementaria, separando dicha corona, exponiéndose la Cámara pulpar y trabajando desde ese momento sólo con la corona del diente. La cámara pulpar fue limpia de tejidos blandos y lavada con una bolita de algodón con hipoclorito de sodio al 5%, Fig.IV.C.-1.

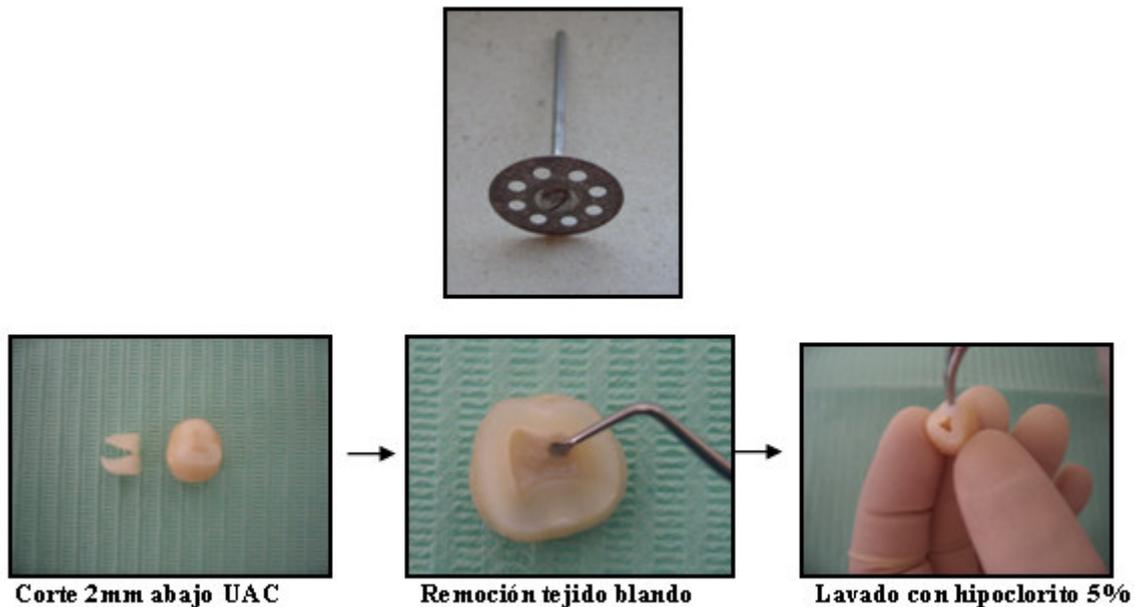


Fig.IV.C.-1- Preparación de la muestra

C.1. Perfusión de los dientes

Para reproducir las condiciones propias de los dientes in vivo, todos los especímenes fueron conectados a un sistema de presión simulada siguiendo la técnica descrita por De Haro y cols., con una modificación hecha por nosotros (para las cavidades clase II), debido al modo de inclusión de los dientes. Se utilizó como molde y por diente, una jeringa de plástico Terumo® 10 ml, Sin Látex, Sterile CE 0197, Terume Europe N.V. 3001 Leuven, Belgium, donde se cortó la punta (con hoja de bisturí 15) y posteriormente se pulió (P 500 grits – Hermes WS-Flex 18 – B – 78 H 14 WaterProof Abrasive Paper) de manera que se quedase abierta. En los dientes, se hizo un corte perpendicular a su eje axial a 2 mm de la unión amelocementaria con un disco de diamante Horico (H 350 220) a baja velocidad con refrigeración, para que se expusiese la cámara pulpar.

La cámara pulpar fue limpiada de los restos pulpares y lavada con una bolita de algodón con hipoclorito de sodio al 5%. Después, se pegó con cianoacrilato una punta micro pipeta desechable de plástico (Yellow tip for automatic pipette Eppendorf-Brand-Socorex type, Vol:0:200 ul, Lote 615052, Ref 18170, Medical diagnóstico in vitro device 98/79/EC) a la dentina cervical y posicionada verticalmente con la cara oclusal del diente para arriba y la punta de la pipeta para abajo. De este modo tenemos una cámara artificial conectada a la cámara pulpar natural.

C.1.1. Técnica de inclusión de los especímenes - Grupo A

Para los dientes del Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV), se posicionó todo el sistema dentro de la jeringa en un plano perpendicular a su eje axial (corona-punta de la pipeta,

con toda la cara del diente libre, estable en posición con el embolo calibrado de la jeringa) se procedió a su acrilización con un sistema de pistola y punta de inyección con una resina autopolimerizable Ufi Gel hard C - Voco®, de temperatura inferior a 37° C, colocándola alrededor hasta una altura de 4 ml, Fig.IV.C.1.1.-1.

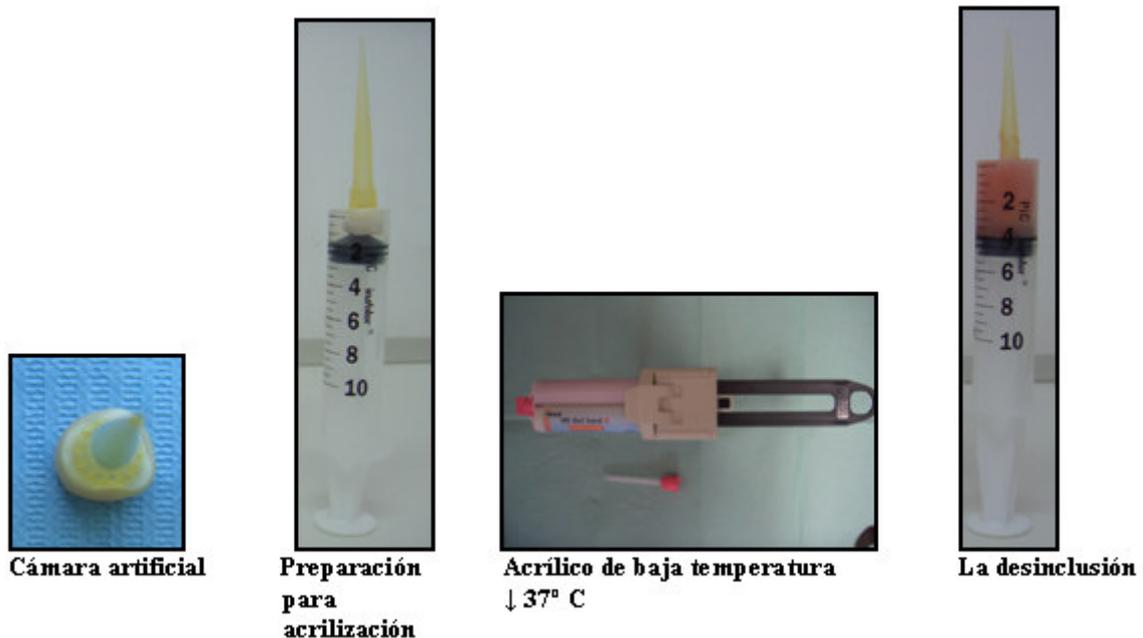


Fig.IV.C.1.1.-1- Grupo A – Técnica de inclusión de los especímenes

C.1.2. Técnica de inclusión de los especímenes - Grupo B

Para los dientes del **Grupo B** (BI, BII, BIII, BIV, BV), dentro de la jeringa de plástico, se tomo una impresión con silicona, hasta la altura de 2 ml alrededor de la cara oclusal del diente y después de endurecer, fue cortada por el medio con una hoja de bisturí n.º 15 para que quedase libre una cara proximal y la otra se quedara cubierta de silicona. Después se posicionó todo el sistema dentro de la jeringa en un plano perpendicular a su eje axial (corona-punta de la pipeta, con una cara libre y otra protegida con silicona, estable en posición con el embolo calibrado de la jeringa) se procedió a su acrilización con un sistema de pistola y punta de inyección con una resina autopolimerizable Ufi Gel hard C - Voco®, de temperatura inferior a 37° C, colocándola alrededor hasta una altura de 4 ml, Fig.IV.C.1.2.-1.



Fig. IV.C.1.2.-1 – Grupo B – Técnica de inclusión de los especímenes

Para todos los dientes del Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y Grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV), y después de la polimerización de la resina acrilica se presionó el embolo de la jeringa y se retiraron todos los bloques. Esos bloques se conectaron a un sistema de

perfusión constituido por un sistema de sueros, Sorosix® , CE 0120, Apirógeno, Sterile, Cámara sin PVC. Filtro de 15 µm, Fabricado por: Hegstelllet Voni PMH, Productos Medico hospitalares, SA. En la vertical, se cargó el sistema con agua destilada en una columna de líquido a 32 cm de altura sobre el espécimen, reproduciendo una presión de 15 mm/Hg. Se conservó el tubo flexible y el racor de látex, y se extrajo todo el aire que quedó en el racor de látex y en el tubo flexible, se cerró y se eliminó la cámara de goteo (Fig.IV.C.1.1.-2 y Fig.IV.C.1.2.-2).



La desinclusión



Extracción del aire del racor de látex

Fig.IV.C.1.1.-2-Grupo A – La desinclusión y sistema de perfusión

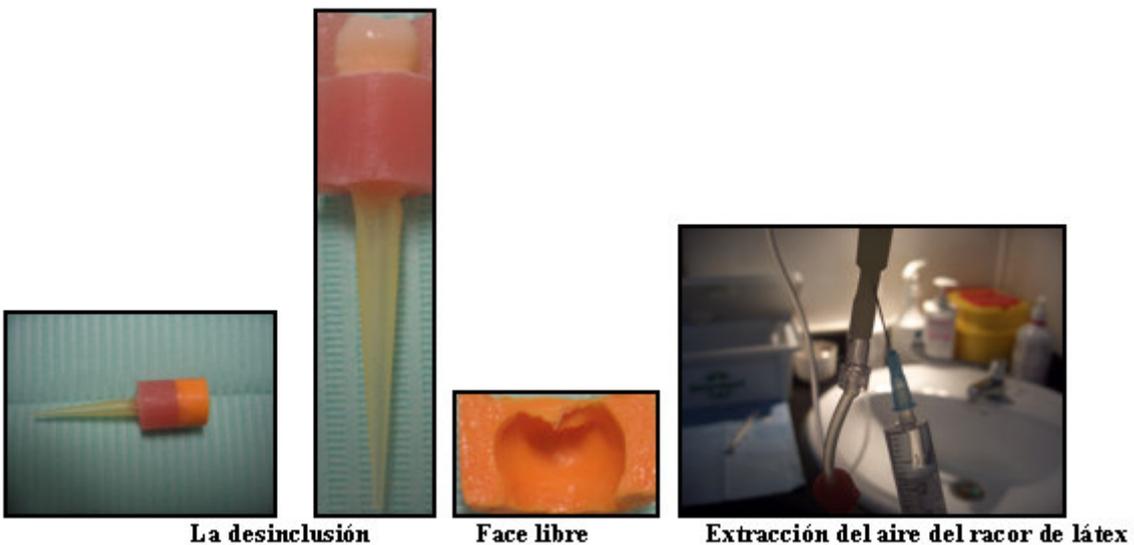


Fig.IV.C.1.2.-2-Grupo B – La desinclusión y sistema de perfusión

C.2. Preparación de las cavidades

C.2.1. Preparación de cavidades clase I - Dientes del Grupo A – Desarrollo del sistema de preparación de cavidades ocluso-proximales estándar

Sobre la superficie oclusal de los dientes se tallaran cavidades a alta velocidad y con abundante irrigación spray de agua.

Para conseguir que todas las cavidades fueran iguales y siguieron la dirección del eje axial del diente, se creó un dispositivo original al efecto, compuesto por una columna de taladro de 23.5 cm de largo x 10 cm anchura x 20 cm de alto, que permite desplazamientos en el eje vertical paralelos al eje dentario y a su vez desplazamientos

horizontales perpendiculares al vertical (Fig.IV.C.2.1-1), que fue conectada a un paralelizador Bioart-B2 adaptado.

Se utilizó la fresa de tallado de diamante Komet 6802/010 como fresa guía y se continuo el tallado con la fresa de diamante Komet 6848/031, montada en una turbina Bien Air-Black Pearl - TLC109.50.05-1- No.4A193 que fue fijada al brazo móvil de la columna de taladro-eje vertical. A su vez el diente incluido en el bloque acrílico, fue fijado a la base perpendicular a la columna de taladrado, sobre un aditamento que puede deslizarse en el sentido antero posterior en el eje horizontal (Tool Makers Vise – Vertex ® VMV-15 – 2003-010). Este aditamento tiene un stop que se conecta con la punta de precisión de un Electronic Digital Indicator 0-25 mm – Precisión type ADD:300 XU HONG BEI RD; SHANGHAI-P.C.:200030, que va a controlar digitalmente la profundidad de la fresa en el diente.

De este modo, se procedió a realizar cavidades ligeramente expulsivas con irrigación abundante sobre la cara ocluso-proximal logrando que todas las cavidades tengan igual diseño y dimensiones de 4.0 mm de altura y 2.5 mm de anchura en su perímetro superior y 2.1 mm de anchura en su perímetro inferior, Fig. IV.C.2.1-2.

El tallado del diente fue hecho con la fresa paralela a su cara oclusal y paralela al diente/bloque. La fresa tenia un diámetro superior de 3.1 mm, inferior de 2.1 mm, una altura de 9.0 mm y un grado de convergencia de 3°. La fresa fue señalada para que tuviese un diámetro superior de 2.5 mm, inferior de 2.1 mm y una altura de 4.0 mm, que estaba controlada digitalmente. Para cada grupo de 10 + 2 dientes se utilizo una fresa nueva.

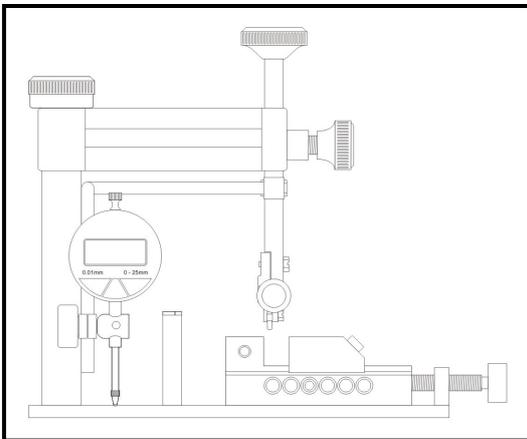


Fig.IV.C.2.1.-1-Máquina de tallado de cavidades oclusales



Máquina de tallado de cavidad



La cavidad oclusal standard

Fig.IV.C.2.1.-2-Preparación de las cavidades de clase I – Grupo A

C.2.2. Preparación de cavidades clase II - Dientes del Grupo B – Desarrollo del sistema de preparación de cavidades ocluso-proximales estándar

En la superficie ocluso proximal se hizo un corte paralelo al eje axial del diente con una fresa Komet 837/012 (L = 8mm) con la finalidad de crear una superficie regular y plana.

Sobre las superficies ocluso-proximales de los dientes se tallaran cavidades a alta velocidad y con abundante irrigación spray de agua.

Para conseguir que todas las cavidades fuesen iguales y siguiesen la dirección del eje axial del diente, se creó un dispositivo original al efecto, compuesto por una columna de taladro de 23.5 cm de largo x 10 cm anchura x 20 cm de alto, que permite desplazamientos en el eje vertical paralelos al eje dentario y a su vez desplazamientos horizontales perpendiculares al vertical (Fig.IV.C.2.2-1), que fue conectada a un paralelizador Bioart-B2 adaptado.

Se utilizó la fresa de tallado de diamante Komet 6848/031 montada en una turbina Bien Air-Black Pearl - TLC109.50.05-1- No.4A193 que fue fijada al brazo móvil de la columna de taladro-eje vertical. A su vez el diente incluido en el bloque acrílico, fue fijado a la base perpendicular a la columna de taladrado, sobre un aditamento que puede deslizarse en el sentido antero posterior en el eje horizontal (Tool Makers Vise – Vertex ® VMV-15 – 2003-010). Este aditamento tiene un stop que se conecta con la punta de precision de un Electronic Digital Indicator 0-25 mm – Precisión type ADD:300 XU HONG BEI RD; SHANGHAI-P.C.:200030, que va a controlar digitalmente la penetración de la fresa en el diente.

De este modo, se procedió a realizar cavidades ligeramente expulsivas con irrigación abundante sobre la cara ocluso-proximal logrando que todas las cavidades tengan igual diseño y dimensiones de 4.5 mm de altura y 2.6 mm de anchura en su perímetro superior y 2.1 mm de anchura en su perímetro inferior (Fig.IV.C.2.2-2).

La penetración de 2.6 mm, fue realizada con una fresa a partir de su cara proximal que fue perpendicularizada al diente/bloque. La fresa tenía un diámetro superior de 3.10 mm, inferior de 2.10 mm, una altura de 9.0 mm y un grado de convergencia de 3°. La fresa fue marcada para que tuviese un diámetro superior de 2.6 mm, inferior de 2.10 mm y una altura de 4.5 mm.

Para cada grupo de 10 + 2 dientes se utilizo una fresa nueva.

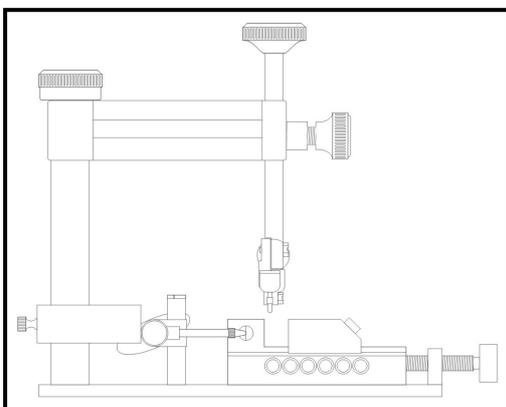
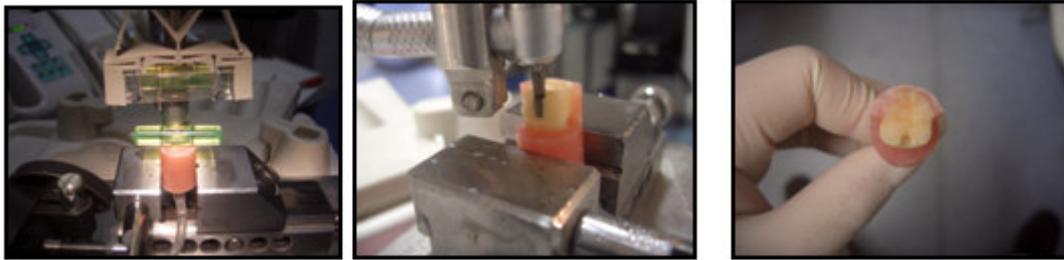


Fig.IV.C.2.2.-1-Máquina de tallado de cavidades ocluso-proximales



Máquina de tallado de cavidad

Cavidad ocluso proximal Standard

Fig.IV.C.2.2.-2-Preparación de las cavidades de clase II – Grupo B

C.3. Restauración de las cavidades en el Grupo A y B

C.3.1. La impresión

Se utilizó silicona de adición en base a polyvinylsiloxane Express™ Penta™ H y Express™ Light Body (3M) con una cubeta de plástico. Posteriormente se realizó el positivado con yeso tipo II Velmix® (Kerr). Se utilizó un espaciador marca "Classic Cement Spacer" azul de 20 micras/capa de Kerr Lab item no. 62750, y se aplicaron 3 capas en el positivado, correspondiente +/- 60 µm. Se hizo un modelo maestro y se multiplicó el mismo, Fig.IV.C.3.1-1.

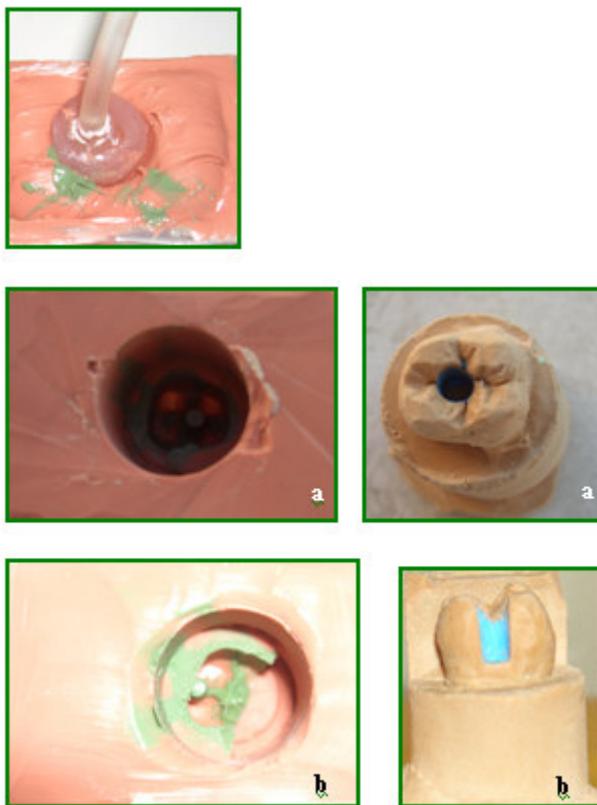


Fig.IV.C.3.1.-1 – La impresión y el positivado de las cavidades del Grupo A (a) y del Grupo B (b)

C.3.2. La restauración provisional

Los dientes fueron restaurados provisionalmente con un cemento provisional sin eugenol (Cavit™ W) durante 48 horas hasta que los inlays cerámicos fueron realizados (Fig. Fig.IV.C.3.2-1 y Fig.IV.C.3.2-2). Las sustancias fenólicas (ej: eugenol) inhiben

la polimerización de los adhesivos y cementos resinosos. Los dientes se mantuvieron en una estufa a 37° C hasta que los inlays fuesen confeccionados.



Grupo A – Clase I
Fig. IV.C.3.2-1



Grupo B – Clase II
Fig. IV.C.3.2-2

C.3.3. Confección de los inlays

Se utilizó una cerámica de disilicato de litio, IPS e-max Press® (ivoclar-vivadent) – pastillas MO 0 (IV.C.3.3-1). Las pastillas IPS e.max Press se encuentran disponibles en dos niveles diferentes de opacidad, la opacidad medía (MO) y alta opacidad (HO). Las pastillas MO están disponibles en cinco colores y dos tamaños. Está indicada para la confección tanto de coronas unitarias y estructuras de puente en las regiones anterior y premolar.

Los inlays cerámicos fueron hechos por un técnico especializado utilizando la técnica Standard – IPS de acuerdo con las instrucciones del fabricante (Fig.IV.C.3.3-2) y a través de un único modelo – modelo maestro. Los inlays, fueron retirados de los modelos (Fig.IV.C.3.3-4 y Fig.IV.C.3.3-5) y comprobada la adaptación en el modelo de verificación y posteriormente en los especímenes.



Fig.IV.C.3.3-1 - Pastilla de IPS e.max.Press MO 0



Fig.IV.C.3.3-2

Procedimiento laboratorial

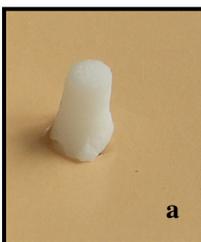


Fig.IV.C.3.3-4

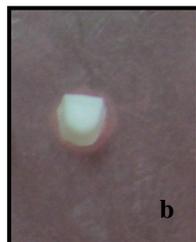


Fig.IV.C.3.3-5

Inlay standard del Grupo A (a) y B (b)

C.3.4. Pretratamiento de la restauración del Grupo A y B

La superficie interna de los inlays cerámicos del Grupo A y B fue grabada con IPS® Ceramic etching gel (ácido fluorídrico al 5%), con un grosor mínimo de 0.5 mm y durante 60s, aclarada a fondo con chorro fino de agua caliente y posteriormente secado. El grabado ácido sirve para la creación micro retenciones en la superficie de la cerámica y además, potencia el efecto de adhesión entre el cemento de composite y la superficie de cerámica. IPS Gel grabador para cerámica no debe aplicarse en la boca. Después, el ácido fue neutralizado con IPS® Ceramic Neutralizing Powder, durante 5 minutos, lavado y secado. Las superficies internas fueron silanizadas con Monobond-S® y secadas con aire durante 60s. Monobond-S® es un agente adhesivo monocompetente que produce una unión química y duradera entre porcelana y el composite. Monobond-S® puede utilizarse con cualquier tipo de composite (Fig.IV.C.3.4-1).

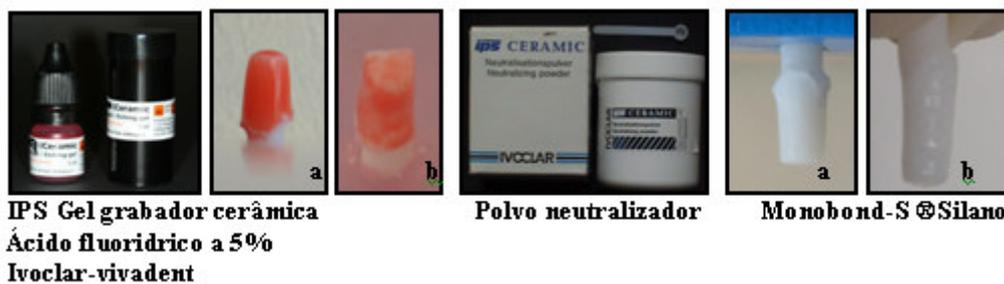


Fig.IV.C.3.4-1 - Pretratamiento de las Restauraciones de las cavidades del Grupo A (a) y del Grupo B (b)

C.3.5. Restauración de las cavidades del Grupo A y B

Después de 48 h en perfusión y almacenados en una estufa a 37° C, se eliminaron los posibles restos de cemento provisional de la cavidad utilizando cepillos de pulir y pasta de limpieza libre de aceite o flúor, después se lavaron con agua y spray de las cavidades del Grupo A y del Grupo B (Fig.IV.C.3.5-1). Las 60 molares, de cada uno de los grupos, se dividieron en 5 grupos de 10 dientes + 2 dientes (Ver tabla de Aplicación de Excite® DSC y Variolink® II, Multilink® Sprint, Multilink® Automix Primer A y B, Ketac Cem™ Aplicap, RelyX™ Unicem Aplicap™) y se restauraron (Fig.IV.C.3.5-2). En los dientes del grupo A, donde se usó el modo de foto-activación, fue polimerizada la cara oclusal. En los dientes del grupo B, donde se usó el modo de foto-activación, primero fue polimerizada la cara proximal y seguidamente la cara oclusal.



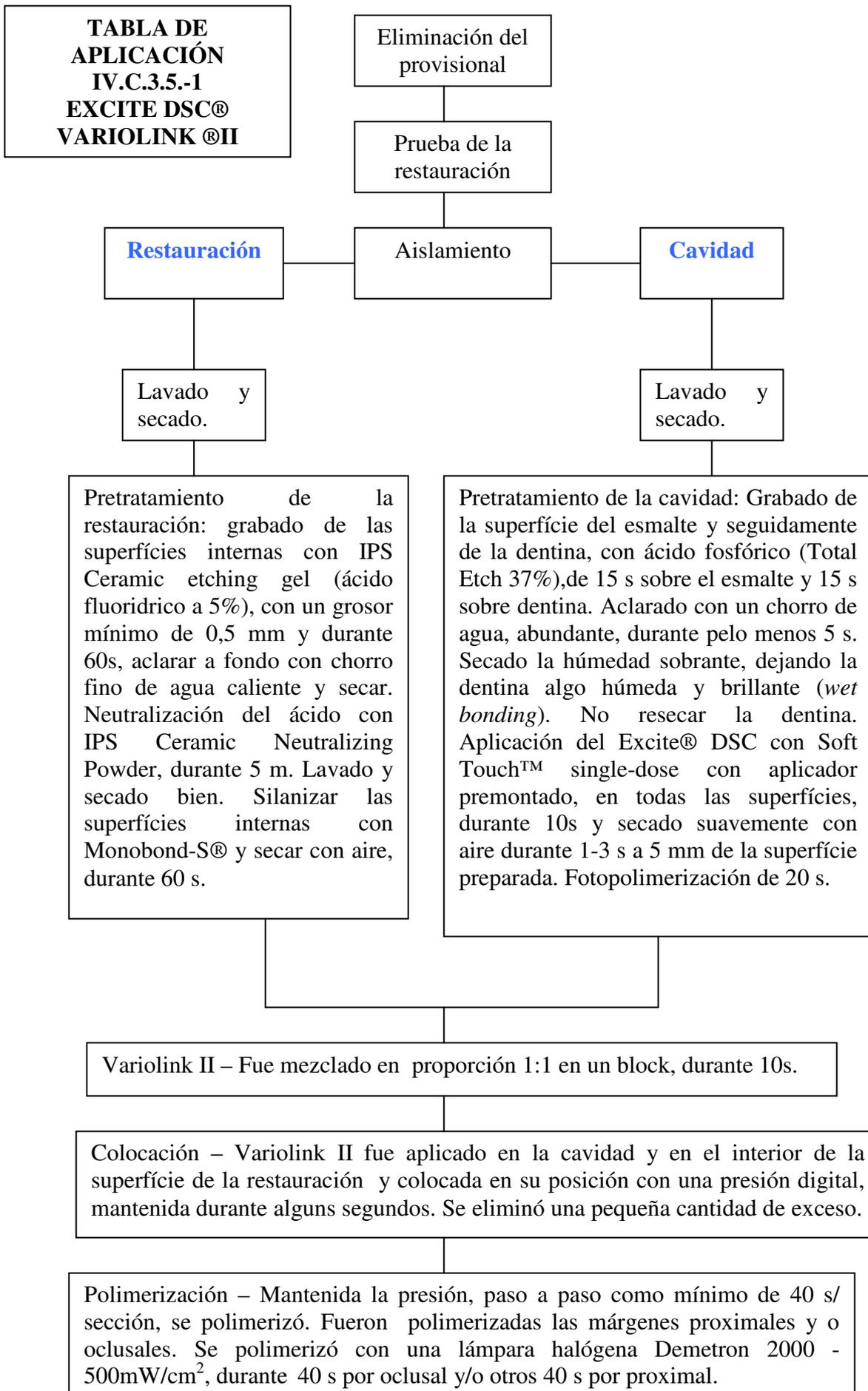
Fig. IV.C.3.5-1 – Limpieza con cepillo de pulir

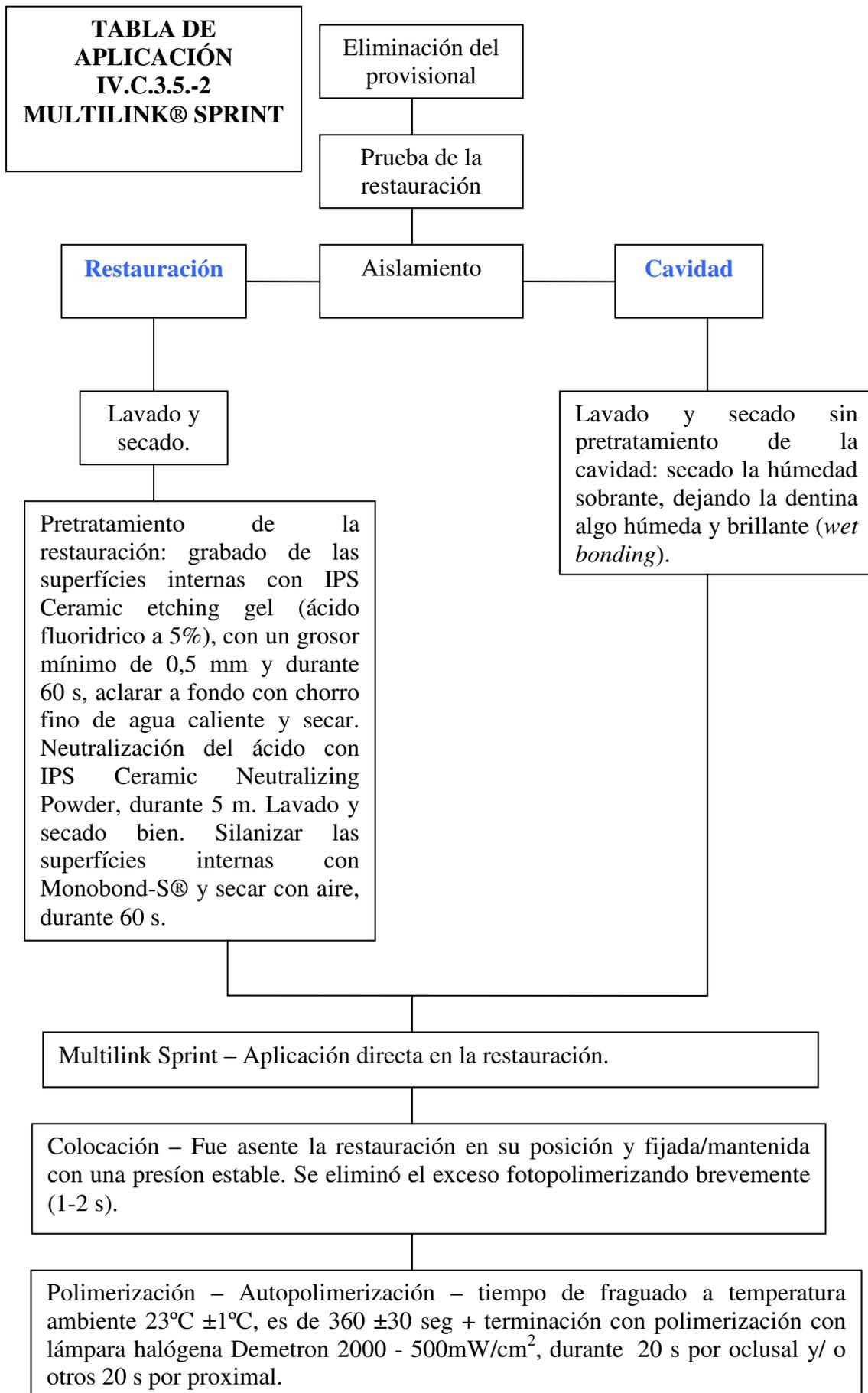


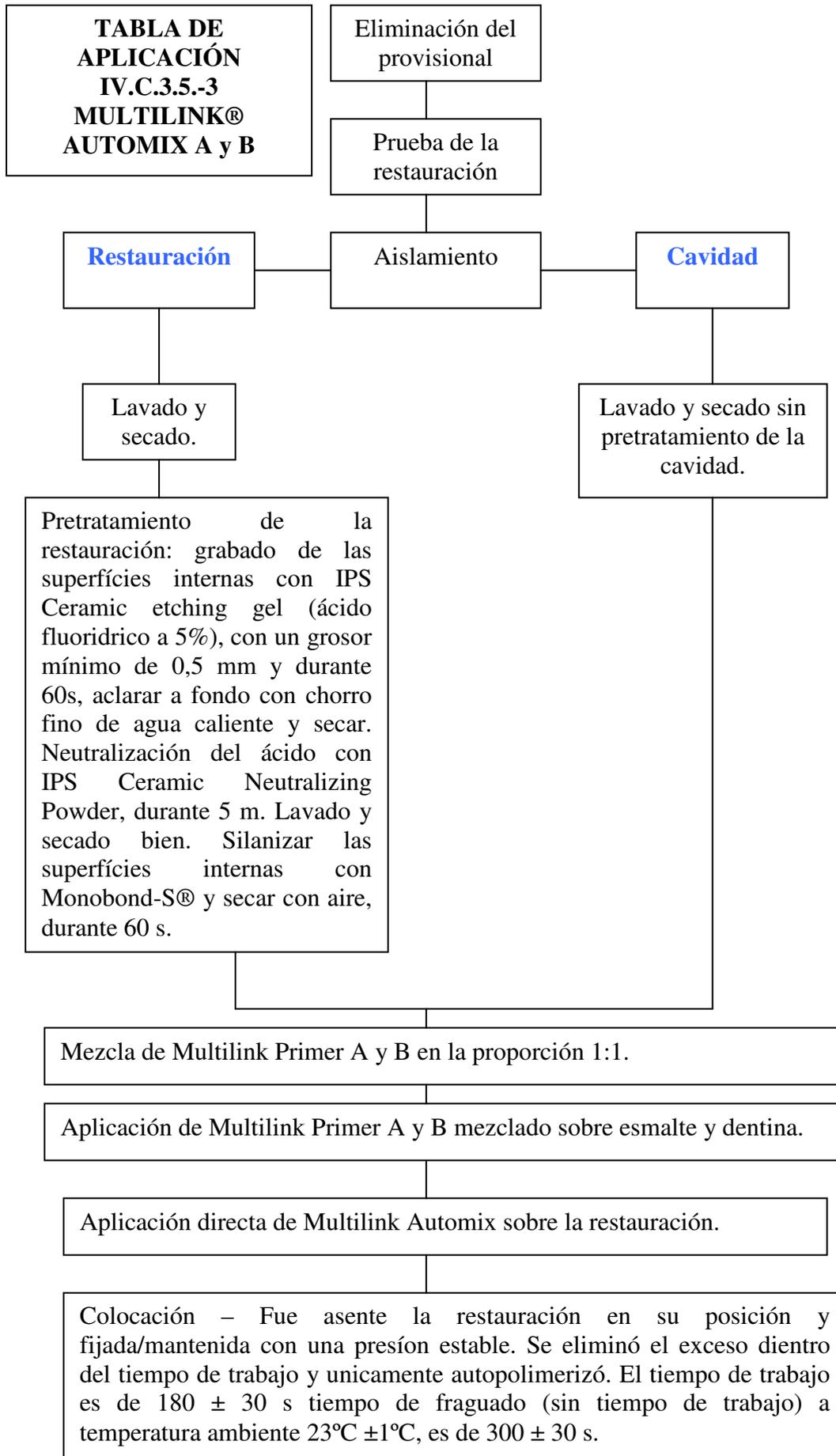
Fig.IV.C.3.5-2 - Restauración de las cavidades del Grupo A (a) y del Grupo B (b)

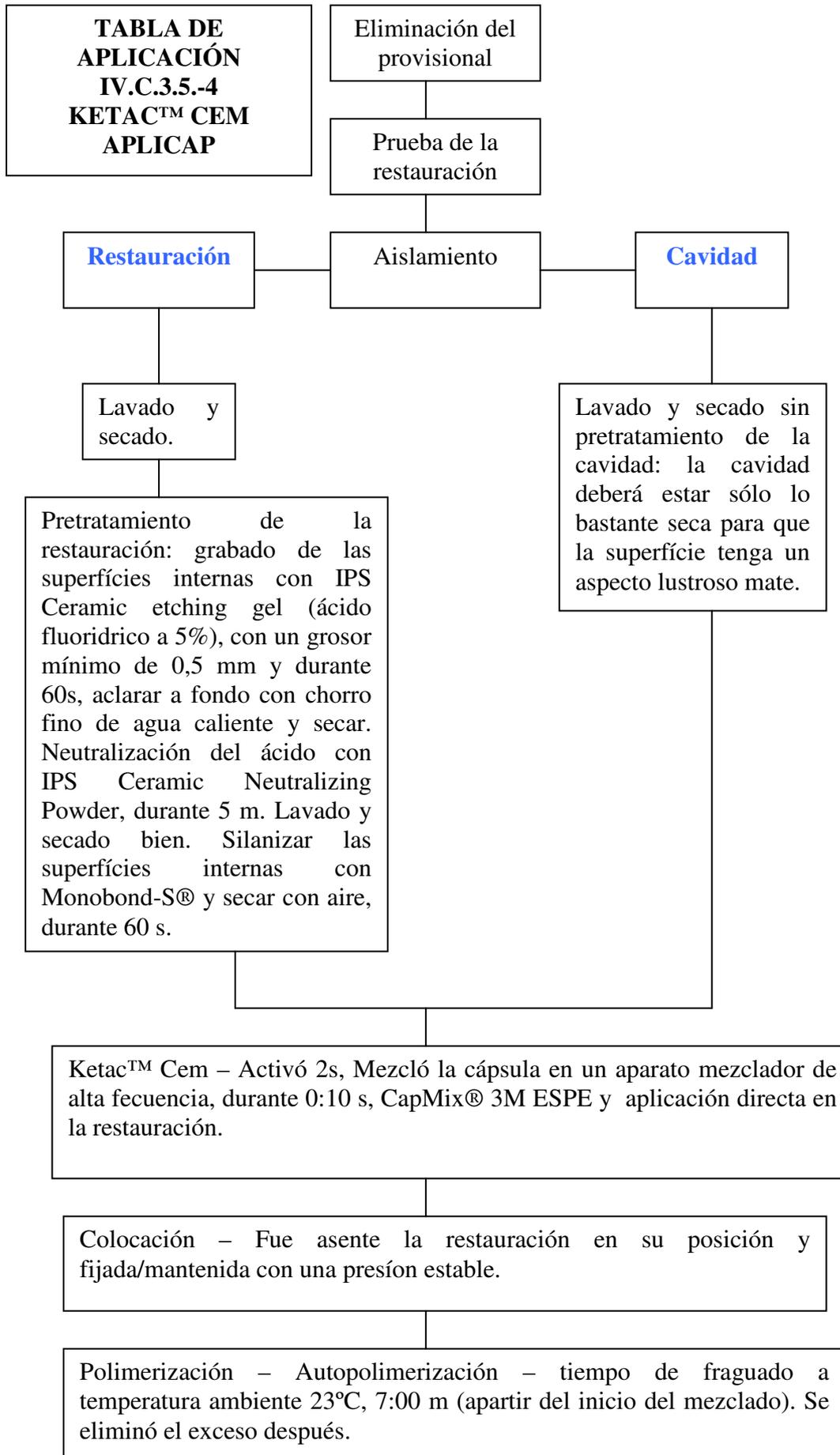
- **Sub. Grupo AI y BI** - Adhesivo de grabado total Excite® DSC + Variolink II ®, (ver tabla de aplicación IV.C.3.5.-1)
- **Sub. Grupo AII y BII** - Cementado de Auto grabado Multilink® Sprint, (ver tabla de aplicación IV.C.3.5.-2)
- **Sub. Grupo AIII y BIII** – Cementado de resina autopolimerizable Multilink® Automix Primer A y B, (ver tabla de aplicación IV.C.3.5.-3)
- **Sub. Grupo AIV y BIV** - Adhesivo de ionómero de vidrio Ketac Cem™ Aplicap, (ver tabla de aplicación IV.C.3.5.-4)
- **Sub. Grupo AV y BV** - Cemento de composite autoadhesivo RelyX™ Unicem Aplicap™, (ver tabla de aplicación IV.C.3.5.-5)

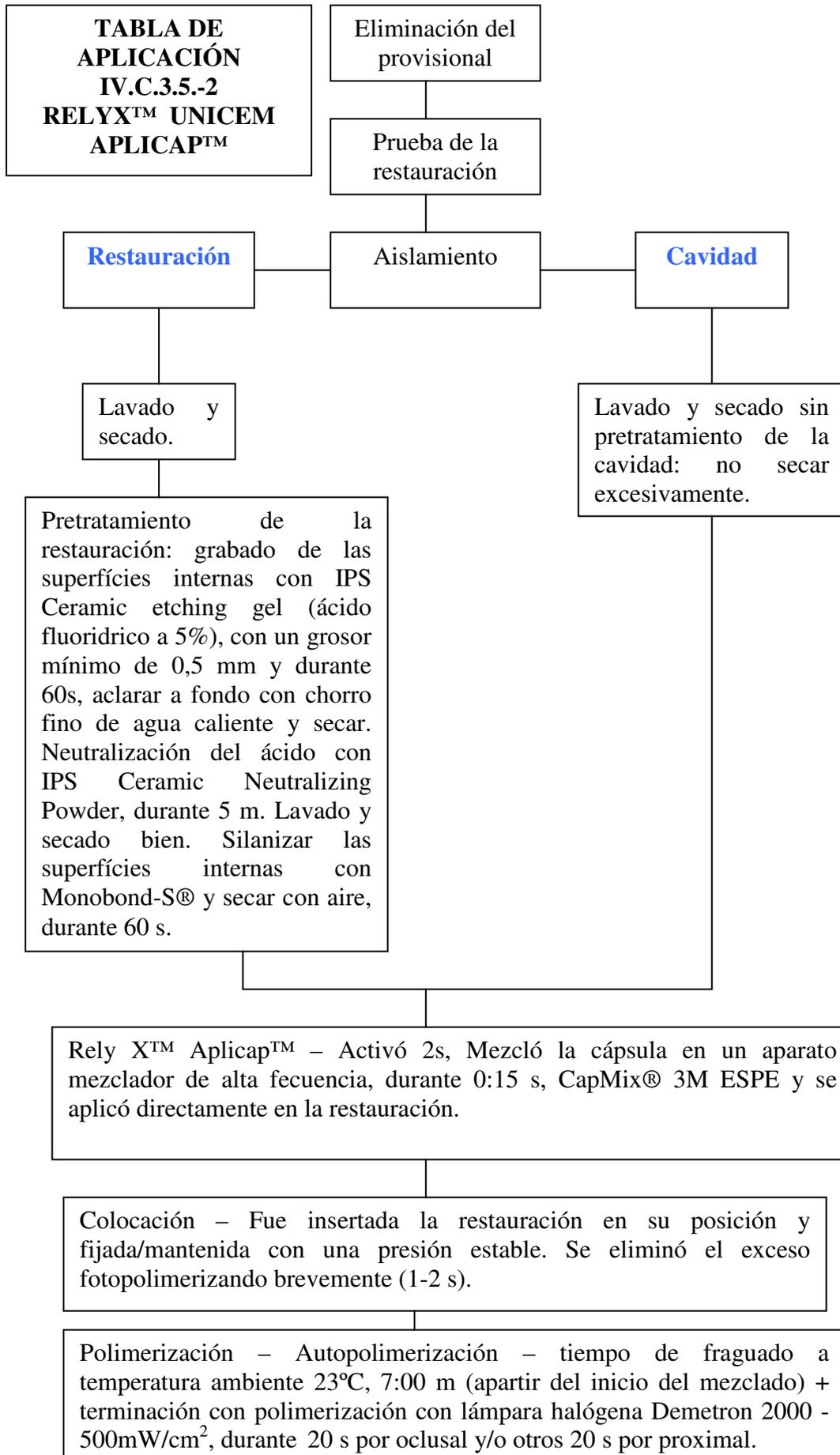
Para el Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y B (BI, BII, BIII, BIV, BV), la cementación fue hecha con la técnica digital. Después de colocado el sistema adhesivo/cemento en los inlays y en la cavidad del Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y B (BI, BII, BIII, BIV, BV), fue colocada la restauración, una por una, en su posición fija y mantenida con una presión digital estable. Todos los dientes restaurados del Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y B (BI, BII, BIII, BIV, BV), fueron seccionados perpendicularmente al eje axial en la máquina, Accutom 50 Struers ®, obteniendo dos rodajas de 1 mm de espesor una correspondiente a la dentina superficial y otra a la dentina profunda. La fuerza de adhesión se evaluó mediante la técnica de Push-out. Dos dientes adicionales por grupo se preparan para ser evaluados con SEM.











Material	Fabricante	Componentes	Composición	Lote
Variolink® II	Ivoclar/Vivadent	Grabado ácido	ácido fosfórico 37%	J22902
		Excite® DSC – regular	HEMA, dimetacrilatos, acrilato de ácido fosfónico, dióxido de silicio altamente disperso, iniciadores y estabilizadores en solución alcohólica. El pincel Excite® DSC está recubierto con iniciadores.	J19582
		Variolink® II catalisador fluido	libera iones de fluoruro. matriz de monómero (Bis-GMA, dimetacrilato de uretano y trietilenglicoldimetacrilato).	J19103
		Variolink® II base	relleno inorganico: vidrio de bário, trifluoruro de iterbio, vidrio de fluorsilicato de Ba-Al y óxidos mixtos esferoidales, catalisadores, estabilizadores y pigmentos. relleno inorganico: v. 43.6% (catalizador fluido) y p. 26.3% (base). tamaño de partícula oscila entre 0.04-3.0µm, sendo el tamaño médio de 0,7µm.	J16253
Multilink® Sprint	Ivoclar/Vivadent	Multilink® Sprint	matriz de monómero (dimetacrilatos + monómeros ácidos). rellenos inorgánicos: vidrio de bário, trifluoruro de iterbio y dióxido de silicio. rellenos inorganicos v. ± 48%. tamaño de partícula: 5µm.	J19223
Multilink® Automix	Ivoclar/Vivadent	Multilink® Primer A y Primer B	solución acuosa de iniciadores HEMA y ácido fosfónico y monómeros de ácido acrílico.	J18300 J19109
		Multilink® Automix	matriz de monómero dimetacrilatos + HEMA. rellenos inorgánicos: vidrio de bário, trifluoruro de iterbio y óxidos mixtos esferoidales. rellenos inorganicos v. ± 40%. tamaño de partícula oscila entre 0.25-3.0µm, sendo el tamaño principal de 0,9µm.	J15744
Ketac™ Cem aplicap™	3M ESPE	Ketac™ Cem Aplicap™	polvo: polvo de vidrio + pigmentos liquido: ac.policarboxílico + ac.tartarico + agua + agentes conservantes. 20µm (relación más favorable entre el tamaño y la distribución).	270753
RelyX™ unicem Aplicap™	3M ESPE	RelyX™ Unicem Aplicap™	(meta) acrilatos bifuncionales. relleno inorgánico: ± 72% en peso. tamaño de partícula (d90%) es de 9,5µm.	264680

Tabla de sistemas adhesivos/cementos utilizados en el estudio

Bis-GMA= bisphenyl glycidyl methacrylate; HEMA= 2-hydroxyethyl methacrylate

D. RESISTENCIA ADHESIVA CON LA PRUEBA DEL PUSH-OUT

El teste de Push-Out evalúa el comportamiento al corte en la interfase de los sistemas adhesivos (entre una fibra-matriz y su interfase), (Clyne T, Withers P, 1993). Estos testes caracterizan la interfase, mostrando la información cualitativa y cuantitativa de las propiedades de la interfase.

D.1. Preparación de los especímenes

Los dientes del Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y Grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV), fueron desconectados del sistema de presión intra-pulpar en la máquina Accuton (Fig. IV.D.1.-1). Como referencia y sobre los cilindros de acrílico se pintó la superficie externa del cilindro con dos colores de bolígrafos indelebles, rojo para la dentina superficial y verde para la dentina profunda, aproximando así la diferenciación de los discos de la zona de la que provienen.

Se mantuvieron los grupos A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y B (BI, BII, BIII, BIV, BV), hidratados y a una temperatura de 37°C, inmediatamente y después de su desconexión (Fig. IV.D.1.-2). La máquina Accutom 50 Struers® se programó y se realizaron 4 cortes de 1mm de espesor perpendiculares al eje axial del diente, con una velocidad de 0.46 mm/s (Fig. IV.D.1.-3) y con un desvío valor de corrección de 0.070 mm por cada corte (Fig. IV.D.1-4), para el grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y el Grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV), (Fig. IV.D.1.-6 y Fig.IV.D.1.-9).

Así se obtuvieron 4 discos secuenciales de dentina. Se eliminó el primero (corte 1) y el último disco (corte 4) y se utilizarán el segundo y tercero (corte 2 y corte 3), Fig.IV.D.1.-5 y Fig.IV.D.1.-8. Se diferenciaron los discos de dentina superficial (ds) y profunda (dp) y se mantuvieron húmedos en agua destilada y en las placas de Petri, para que no estuvieran deshidratados al someterlos al teste del Push-out (Fig.IV.D.1.-7 y Fig.IV.D.1.-10).



Fig. IV.D.1.-1- Accutom®-desconexión la presión intrapulpar



Fig. IV.D.1.-2 -Especímenes hidratados y a una temperatura de 37°C



Fig. IV.D.1.-3- Programación de Accutom 50 Struers®



Fig. IV.D.1.-4- Programación de Accutom 50 Struers®

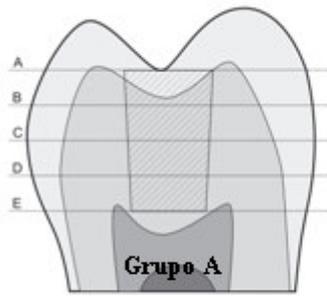


Fig.IV.D.1.-5

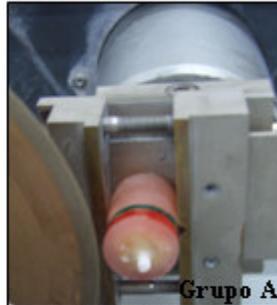


Fig.IV.D.1.-6-Accutom-50 Struers®



Fig.IV.D.1.-7- 2º corte (ds) y 3º corte (dp)

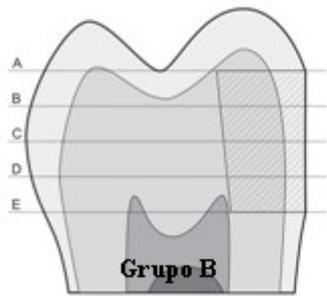


Fig.IV.D.1.-8

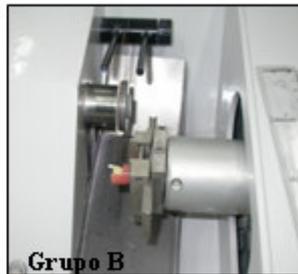


Fig.IV.D.1.-9- Accutom50 Struers®



Fig.IV.D.1.-10- 2º corte (ds) y 3º corte (dp)

D.2. Evaluación de la resistencia adhesiva

Para evaluar la resistencia adhesiva de las restauraciones a las paredes laterales de cavidades de clase I y clase II, fue diseñado un “Sistema de aditamentos” para la técnica de Push-out y adaptado a la máquina IBERTESTE 500®. Este sistema está compuesto por un Punzón (un adaptador del punzón al brazo de tensión de la Iberteste, un cuerpo guía de deslizamiento y un extremo activo), una guía de desplazamiento, un disco base con centralizador y puerta-muestra de la muestra a evaluar.

D.2.1. Punzón:

Es una pieza metálica, cilíndrica constituida por una cavidad en la superficie superior, una proyección de un vástago en la superficie inferior, una superficie externa lisa, adaptado a la Iberteste 500® por un perno de fijación (Fig.IV.D.2.1.-1). Esta estructura es constituida por 3 zonas de función distintas:

D.2.1.1. Adaptador del punzón al brazo activo de tensión de la Iberteste 500®

Es una cavidad centrada de 16 mm de diámetro interno, 24 mm de profundidad sobre el cilindro de 30 mm de diámetro externo y 34 mm de altura. Este cilindro está a travésado, a 7.4 mm del borde superior, por dos agujeros de 8 mm de diámetro, que son coincidentes con los agujeros de la punta de sujeción de las mordazas a la Iberteste 500® y es fijado por un perno de fijación de 7.9 mm y 28.5 mm de largo

D.2.1.2. Cuerpo guía de deslizamiento

Es la superficie externa lisa del cilindro de 30 mm de diámetro y 34 mm de altura. Este cilindro es la guía de orientación al movimiento vertical del punzón, al actuar sobre la

superficie interna de la guía de desplazamiento. En su extremo superior está unido al adaptador de la Iberteste 500® y en su extremo inferior nace la parte activa del punzón

D.2.1.3. Extremo activo

Es una proyección concéntrica del extremo inferior del cilindro constituida por un cilindro metálico con una base de 3 mm de diámetro y una altura de 4 mm y continuándose con 2 mm de diámetro y 2.80 mm de altura. Esta base sirve para detener el desplazamiento del punzón y el segundo o punta activa propiamente dicha es lo que actúa sobre la restauración, provocando el cizallamiento (desplazamiento al corte) de la interfase a evaluar (fases de carga, cizalla, deslizamiento y dislocación total del segmento del área el cual se aplicó la carga).

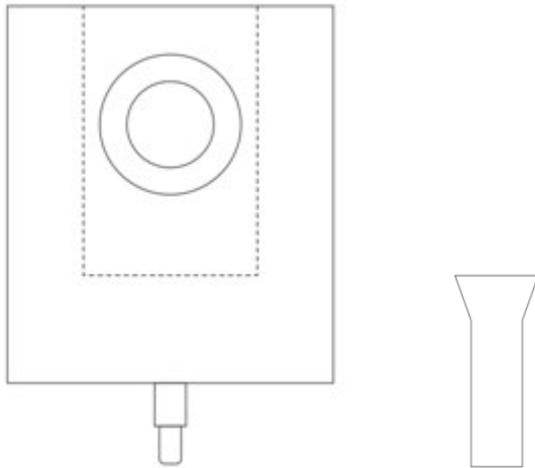


Fig. IV.D.2.1.-1 - Punzón

D.2.2. Guía de desplazamiento

Es un tubo metálico, con 40 mm de diámetro externo y 30 mm de diámetro interno y una altura de 40 mm. La superficie interna lisa del tubo es la superficie activa y guía el movimiento del punzón; posee 2 ventanas ovoides contralaterales de 20 mm altura x 16 mm largo y otra, en la superficie anterior de 27 mm altura y 6 mm de largo. Esta ventana, en la superficie anterior permite visualizar la muestra y el movimiento del punzón sobre esta. Esta pieza está posicionada por arriba de la superficie externa del soporte base principal y sostenida por tres soportes localizados en la parte externa del soporte base principal (Fig.IV.D.2.2.-1.).

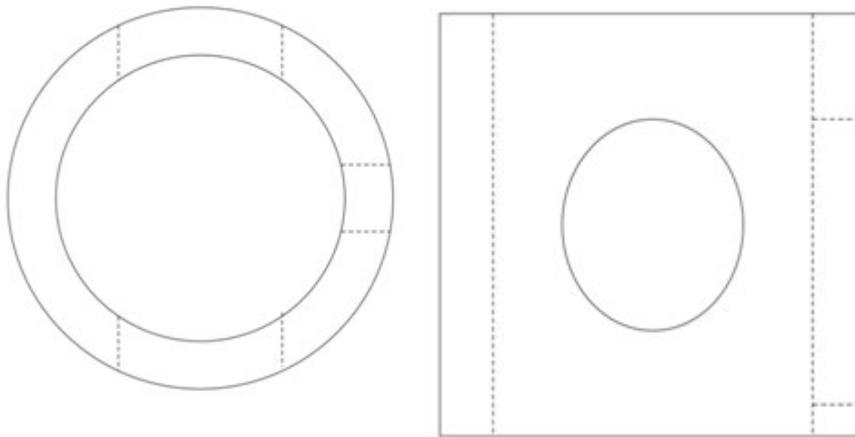


Fig. IV.D.2.2-1 - Guía de desplazamiento

D.2.3. Disco base con anillo centralizador y puerta-muestras

Es un anillo metálico de 30 mm de diámetro externo y 3 mm de altura, con un agujero centralizado de 3 mm (diámetro ligeramente mayor al de la restauración). Lateralmente al agujero centralizador y equidistante de este hay 2 muelles que fijan la muestra y se llaman puerta-muestra (Fig.IV.D.2.-3).

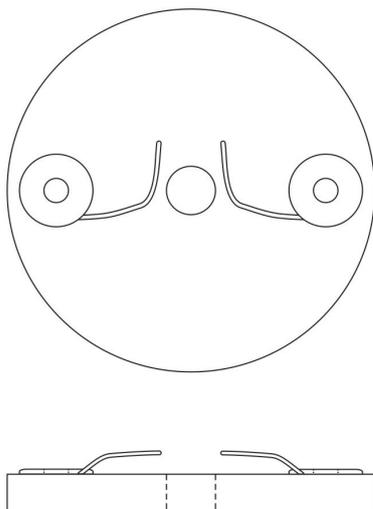


Fig. IV.D.2.3.-1- Disco base con anillo centralizador y Puerta-muestra

D.2.4. Soporte base principal

Esta pieza está formada por un cilindro con una cavidad y un vástago todo ello en una sola pieza. Este dispositivo es fijado a la Iberteste 500®, por un perno de sujeción; el cilindro tiene 30 mm de diámetro externo y una altura de 15 mm. Presenta una cavidad centrada de 25 mm de diámetro y 10 mm de profundidad. En la superficie externa están colocados simétricamente, y a la misma altura, tres agujeros de 3 mm de diámetro. Estos tres agujeros sirven para atornillar 3 tornillos que tienen de largo 9.80 mm y un diámetro de 3 mm, sobresaliendo solo 4.70 mm de largo, los cuales están destinados a

soportar al cilindro guía. Del extremo inferior nace un vástago de 20 mm de largo y 14.8 mm de diámetro, que presenta un agujero de 8 mm de diámetro, el cual coincide con el agujero de la base de sujeción de la máquina Iberteste 500 ®. Estos dos agujeros quedan fijados por el perno de sujeción (Fig.IV.D.2.4.-1 y Fig.IV.D.2.5.-2).

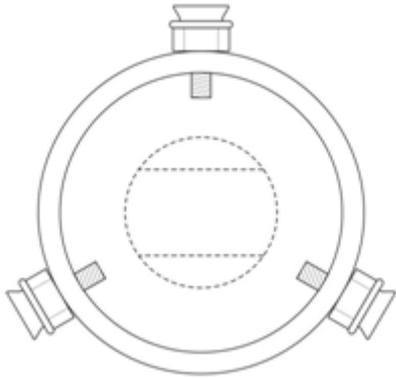


Fig. IV.D.2.4.-1-Soporte base principal vista anterior

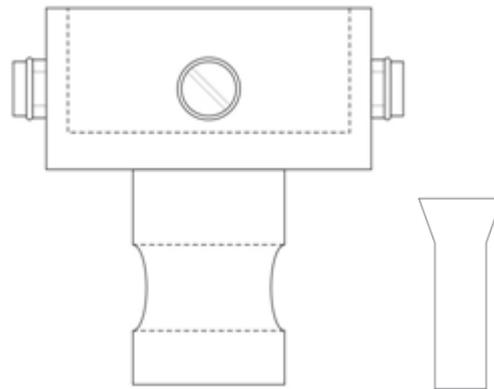


Fig.IV.D.2.5.-2-Soporte base principal vista lateral

D.3. Técnica de Push-out

Los especímenes estaban clasificados por grupos - Grupo A y Grupo B - y dentro de cada grupo identificados los subgrupos - AI, AII, AIII, AIV, AV; BI, BII, BIII, BIV, BV - de adhesivos/cementados. Sus respectivos discos de dentina superficial (corte 2) y profunda (corte 3), fueron divididos y también fue identificada la superficie del inlay con área mayor y menor, pues el punzón debe contactar primero con la superficie de menor área en el teste de Push-out. Se el área mayor está colocada hacia arriba los resultados de este teste son influenciados negativamente por la conicidad y retención de la muestra.

Se prepararon los aditamentos para la técnica de Push out y se testearon, antes de hacer el teste con las muestras (Fig.IV.D.3.-1) en la máquina IBERTESTE® 500 (Fig.IV.D.3.-2).

En cada corte 2 y 3 de dentina superficial y profunda del Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y del Grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV), el inlay fue centrado sobre un disco base el cual tenía un agujero central de 3 mm de diámetro y una puerta muestra (Fig.IV.D.3.-3). El inlay centrado fue desplazado por un punzón de 2 mm de diámetro, de arriba hacia abajo (Fig.IV.D.3.-4, Fig.IV.D.3.-5 y Fig.IV.D.3.-6), que se accionó a una velocidad constante de 1mm/min., desde el momento de contacto en la máquina de ensayo IBERTESTE® 500, permitiendo que todos los especímenes fueran sometidos a la tensión de corte solo en las interfases que queríamos evaluar y fue medida y registrada la fuerza máxima registrada en la máquina de ensayo Iberteste 500®. Después de realizar el ensayo, las muestras fueron cuidadosamente removidos y sus alturas, en ambos los grupos, fueron medidas con un calibrador digital – Electronic Digital Caliper de resolución 0.01 mm/ 0.0005 (Fig.IV.D.3.-7).

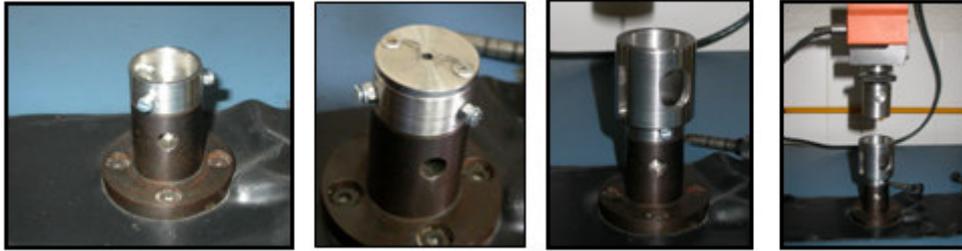


Fig.IV.D.3.-1-La preparación de los aditamentos y su teste



Fig.IV.D.3.-2 - Iberteste ® 500

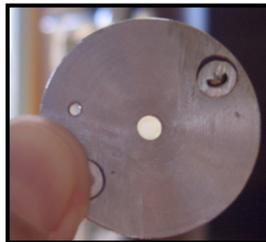


Fig.IV.D.3.-3 - centralización - Grupo A



Fig.IV.D.3.4-Desplazamiento del punzón

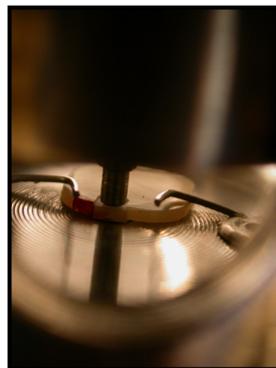


Fig.IV.D.3.5-Desplazamiento del punzón-Grupo B



Fig.IV.D.3.-6-Push-out Grupo A



Fig.IV.D.3.-7-Electronic Digital Caliper

D.3.1. El calculo del área para la determinar la tensión

La Tensión es definida como la fuerza (carga) que actúa en una determinada área de un cuerpo. Puede ser calculada a través de la fórmula $\tau = F/A$ y es medida en mega Pascales (MPa).

La carga máxima registrada en decaNewtons por la Maquina Iberteste 500® fue covertida para Newtons y dividida por el área de superficie adherida en mm^2 , que nos da la tensión en MPa.

Para cada uno de los dos grupos fue calculada su área, en el corte 2 y corte 3.

D.3.1.1. Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV)

El área fue calculada, a través de la siguiente formula:

$$2\pi r t = \frac{2\pi(r_s + r_i)}{2} t = \pi(r_s + r_i)t$$

En que r_s e r_i son los rayos superior y inferior, respectivamente de un cono truncado y t es su espesor (Fig.IV.D.3.1.1.-1).

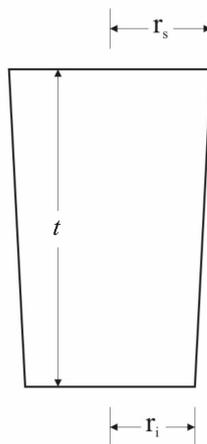


Fig.IV.D.3.1.1.-1

D.3.1.2. Grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV)

El área fue calculada, a través de la siguiente manera:

En la presente situación y debido a la forma como la fresa penetra al diente, la cavidad no presenta apenas la forma de la region posterior do cono, pero tambien de un pasillo de faces inclinadas (Fig.IV.D.3-10). Así, el área total interfacial (A_i) contiene dos términos: el primero corresponde a la mitad de una semi-tronco de cono y el segundo correspondiente al área del pasillo de paredes inclinadas:

$$A_i = \frac{\pi(r_s + r_i)}{2} t + 2Lh$$

Así, L es equivalente a la penetración (p) de la fresa sustraído del rayo superior (r_s) y h la altura inclinada de la pared (Fig.IV.D.3.1.2.-1). Así, y substituyendo h aplicando el teorema Pitágoras tenemos para el área total interfacial:

$$A_i = \frac{\pi(r_s + r_i)}{2}t + 2(p - r_s)\sqrt{t^2 + (r_s - r_i)^2}$$

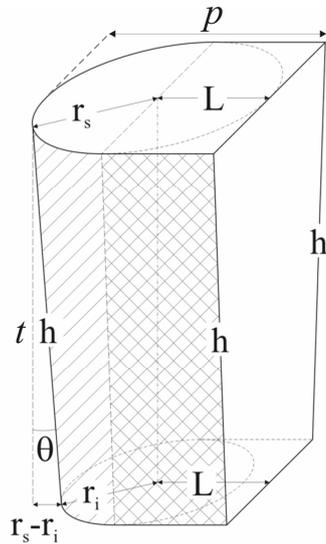


Fig. IV.D.3.1.2.-1

D.4. El factor de configuración cavitaria

El área adherida y el área libre

$$C = A_a / A_l$$

Donde A_a es el área de la superficie adherida y A_l es el área de la superficie libre. El C es el factor de configuración cavitaria.

D.4.1. Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV)

El área adherida y el área libre de la cavidad de clase I, fue calculada a través de la siguiente formula (Fig.IV.D.3.1.1.-1):

Área de adhesión:

$$A_a = \frac{2\pi(r_s + r_i)}{2} \cdot t + \pi(r_i)^2 = \pi(r_s + r_i) \cdot t + \pi(r_i)^2 = \pi \left[(r_s + r_i) \cdot t + (r_i)^2 \right]$$

Área libre: $A_l = \pi(r_s)^2$

$$\text{Área de adhesión/Área libre: } \frac{A_a}{A_l} = \frac{\pi \left[(r_s + r_i) \cdot t + (r_i)^2 \right]}{\pi(r_s)^2} = \frac{\left[(r_s + r_i) \cdot t + (r_i)^2 \right]}{(r_s)^2} = 6.59$$

D.4.2. Grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV)

El área adherida y el área libre de la cavidad de clase II, fue calculada a través de la siguiente formula (Fig. IV.D.3.1.2.-1):

Área de adesão:

$$A_a = \frac{\frac{2\pi(r_s + r_i)}{2} \cdot t + \pi(r_i)^2}{2} + L \cdot (2r_i) + 2 \cdot L \cdot h = \frac{\pi(r_s + r_i) \cdot t + \pi(r_i)^2}{2} + 2L \cdot r_i + 2 \cdot L \cdot \sqrt{t^2 + (r_s - r_i)^2}$$

Área libre:

$$A_l = \frac{\pi(r_s)^2}{2} + L \cdot (2 \cdot r_s) + \frac{2r_s + 2r_i}{2} \cdot h = \frac{\pi(r_s)^2}{2} + 2Lr_s + (r_s + r_i) \cdot \sqrt{t^2 + (r_s - r_i)^2}$$

Área de adesão/Área libre:

$$\frac{A_a}{A_l} = \frac{\frac{\pi(r_s + r_i) \cdot t + \pi(r_i)^2}{2} + 2L \cdot r_i + 2 \cdot L \cdot \sqrt{t^2 + (r_s - r_i)^2}}{\frac{\pi(r_s)^2}{2} + 2Lr_s + (r_s + r_i) \cdot \sqrt{t^2 + (r_s - r_i)^2}} = 2.36$$

E. EVALUACIÓN DEL TIPO DE FALLO

Después de las mediciones de las resistencias adhesivas con la técnica de Push-out, los especímenes del Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y del Grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV), fueron evaluados visualmente con una lupa de 20 X de ampliación, por un operador con una calibración previa y un alto nivel de concordancia de 0.74 de Kappa - Lupa estereoscópica Olympus (Olympus Optical España, Barcelona, Spain) a 20x (Fig.IV.E.-1 y Fig.IV.E.-2).



Fig.IV.E.-1- Lupa estereoscópica Olympus Optical España, Barcelona, Spain

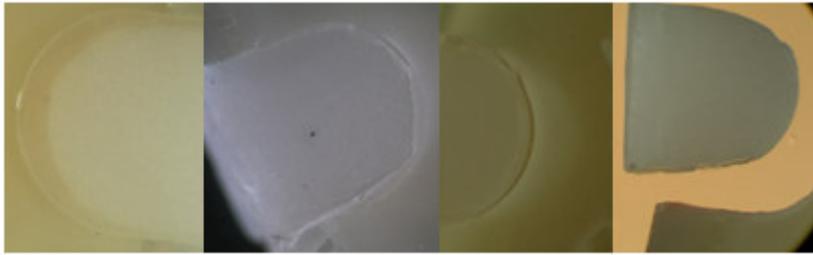


Fig.IV.E.-2

Las fracturas fueron clasificadas en cinco tipos de fallo según su localización en la interfase adhesiva. Esta clasificación de tipo o modo de fallo fue diseñada para este estudio, debido a la presencia de dos interfaces adhesivas consecuencia de la aplicación de un material de cementación simulando la verdadera situación clínica de cementación de inlays cerámicos, a la semejanza que Maurício P y cols., (2007) han hecho.

Tipo 1 - Fractura cohesiva de dentina

Tipo 2 - Fractura adhesiva interfase cemento/dentina/esmalte

Tipo 3 - Fractura cohesiva del cemento

Tipo 4 - Fractura adhesiva interfase cemento/cerámica

Tipo 5 - Fractura cohesiva de cerámica

F. EVALUACIÓN DE LA INTERFACE CON MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO

F.1. Preparación de muestras para el microscopio electrónico de barrido

Dos dientes adicionales del Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y del Grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV) fueron preparados y cortados de idéntica manera para su observación en el microscopio electrónico de barrido - MEB, (Fig.IV.F.1.-1).

Después de restaurar las cavidades, los especímenes fueron desconectados del sistema de presión intrapulpar simulada cortando la punta plástica en la máquina de corte manual Accuton®, manteniéndose la base de acrílico. Posteriormente, los dientes del Grupo A (AI, AII, AIII, AIV, AV) y del Grupo B (BI, BII, BIII, BIV, BV) fueron cortados, perpendicularmente al eje vertical en rodajas de 1 mm de espesor, en la máquina Accutom 50 Struers ® con un disco de diamante y refrigeración.

Las rodajas superficial (corte 2) y profunda (corte 3), en cada uno de los Grupos y en cada uno de los subgrupos, fueron señalados para su identificación tanto en lo relativo a su localización con área menor. La técnica de Push-out fue realizada como se ha descrito previamente en el punto D.3.



Fig. IV.F.1.-1-Preparación de muestras del Grupo A y B, para el microscopio electrónico de barrido

En cada grupo (A y B) y en cada corte se identificó con un lápiz la superficie de menor área, para que (Fig. IV.F.1.-2):

- el punzón del teste de Push-out contactase primero con esa área
- en la “Preparación de las muestras para evaluar el modo de fallo en la interfase” supiésemos cual fase teníamos que preparar para el MEB

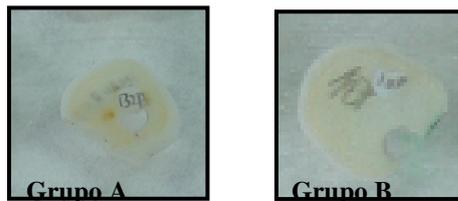


Fig. IV.F.1.-2

F.2. Preparación de las muestras para evaluar el modo de fallo en la interfase

Los dos discos del Grupo A y B, fueron pulido a 500, 1200, 2500 y 4000 grits, en la superficie no marcada con lápiz.

Posteriormente se grabaron con ácido fosfórico al 35% durante 15 segundos y se lavó y enjuagó. En seguida se deproteinizó con hipoclorito de sodio al 2.5% (Fig.IV.F.2.-1), durante 120 segundos; Para el análisis morfológico de la superficie de las muestras se aplicó un protocolo modificado, descrito por Perdigião y cols., 1995, por ser uno de los que menos deteriora los tejidos. Después de deproteinizados con hipoclorito , se lavó y se procedió a deshidratar con batería de alcoholes en soluciones crecientes de etanol

(Fig.IV.F.2.-2). Las concentraciones y tiempos fueron las siguientes: etanol a 25% - 20 minutos; etanol a 50% - 20 minutos; etanol a 75% - 20 minutos; etanol a 95% - 30 minutos y etanol a 100% - 60 minutos. Después de preparados fueron mantenidos en una estufa (Fig.IV.F.2.-3), para evitar la hidratación, con gel de sílice 3-6 mm, que es un desecante (Fig.IV.F.2.-4) .



Fig.IV.F.2.-1- Deproteinización

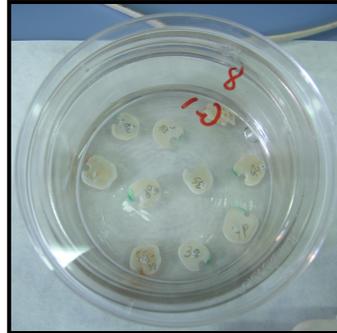


Fig.IV.F.2.-2- Deshidratación



Fig.IV.F.2.-3- La estufa de mantenimiento



Fig.IV.F.2.-4- Desecante

F.3. Evaluación del modo de fallo

Los especímenes fueron tratados con Oro a 24 Kilates, a 15 mA y 1,4 Kv, durante 3 minutos, en el metalizador Polaron E-5000® (Fig.IV.F.3.-1 y Fig.IV.F.3.-2). Los especímenes fueron observados en un microscopio electrónico de barrido Leo 1430VP – Zeiss (Fig.IV.F.3.-3).

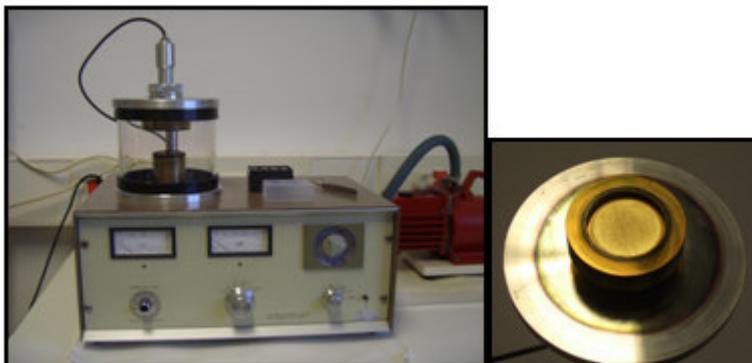


Fig. IV.F.3.-1 - Metalizador Polaron E-5000



Fig.IV.F.3.-2- Los especímenes del Grupo A y B, metalizados para el MEB

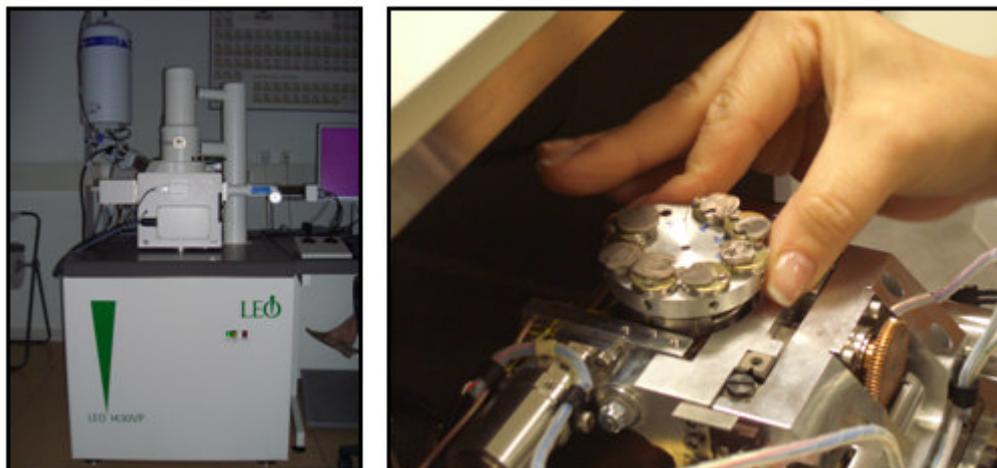


Fig.IV.F.3.-3- Microscopio electrónico de barrido Leo 1430VP – Zeiss.

Se observaron los modos de fallo de dos especímenes adicionales por grupo a 20.00 Kv con una Beam current de 80 μ A, con SEM. Se obtuvieron las imágenes más representativas de la interfase a distinta magnificación de la dentina superficial (corte 2) y de la dentina profunda (corte 3).

G. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

G.1. Estadística descriptiva

G.1.1. Variables cualitativas

Se confeccionó una tabla en función de porcentajes:

a.- Se mostró el tipo de fallo después de la prueba del Push-out para el Grupo A

- b.- Se mostró el tipo de fallo después de la prueba del Push-out para el Grupo B
- c.- Se evaluó en MEB el tipo de fallo después de la prueba del Push-out para el Grupo A
- d.- Se evaluó en MEB el tipo de fallo después de la prueba del Push-out para el Grupo B

G.1.2. Variables cuantitativas

Se crearon gráficos (Boxplot y otros) para visualizar la dispersión de los valores de resistencia adhesiva y su tendencia en el Grupo A y Grupo B:

- a.- Comparación de los valores medios entre el corte superficial y profundo para cada cemento en el Grupo A – Cavidades de clase I
- b.- Comparación de los valores medios entre el corte superficial y profundo para cada cemento en el Grupo B – cavidades de clase II
- c.- Comparación entre un Adhesivo de Grabado Total, Adhesivos de Auto grabado y un Cemento de ionómero de vidrio, para cada nivel de corte (superficial y profundo) en el Grupo A - Cavidades de clase I
- d.- Comparación entre un Adhesivo de Grabado Total, Adhesivos de Auto grabado y un Cemento de ionómero de vidrio, para cada nivel de corte (superficial y profundo) en el Grupo B - cavidades de clase II
- e.- Comparación de los materiales teniendo en cuenta los dos niveles de corte y su interacción con los materiales en el Grupo A - Cavidades de clase I
- d.- Comparación de los materiales teniendo en cuenta los dos niveles de corte y su interacción con los materiales en el Grupo B - cavidades de clase II
- f.- Comparación de los materiales teniendo en cuenta los dos niveles de corte y el tipo de cavidad, cavidad de clase I versus cavidad de clase II

G.2. Estadística analítica

Todas las variables cuantitativas sometidas a estudio fueron descritas adoptando como medida de tendencia central la media aritmética y como medida de dispersión la desviación estándar.

Se realizaron las pruebas de ANOVA una vía y prueba de Scheffe a un nivel de $p \leq 0.05$ para establecer la relación de las variables dependientes. Resistencia adhesiva a la cizalla (MPa) con las variables independientes el tipo de adhesivo/cemento y cada nivel de corte, superficial y profundo.

El análisis de los datos fue realizado con el paquete estadístico SPSS SN 9008108 (ISCSEM).

V. RESULTADOS

A. RESISTENCIA ADHESIVA

En este estudio consideramos la resistencia adhesiva como una variable dependiente y el tipo de dentina (superficial y profunda) y los sistemas adhesivos y cementos, como una variable independiente.

La relación entre la fuerza adhesiva desarrollada por cada material en cada tipo de cavidad y la profundidad de la dentina se ha explorado mediante un modelo factorial completo de análisis de la varianza, en el que el nivel de profundidad de la dentina se ha considerado como factor anidado dentro de la clase cavitaria. Ya que ambos factores y su interacción contribuyeron significativamente al modelo, sus efectos se estudiaron de forma independiente mediante anova de una vía, seguido, en caso de significación, del teste de Tukey para comparar entre distintos materiales y de los correspondientes contrastes posthoc, para comparar los resultados entre dentina superficial y profunda ó entre cavidades de clase I y II realizadas con cada material. En todos los casos se exigió un error alfa menor de 0.05 para asumir la significación estadística.

A.1. Grupo A – incrustaciones cerámicos de clase I

Resistencia adhesiva dentro de cada sistema de cementación y influencia del nivel de dentina (superficial y profunda).

A.1.1. Sistema de cementación Excite® DSC + Variolink II ®

Evaluación de la resistencia adhesiva a las paredes dentinarias laterales en dentina superficial y profunda.

La resistencia adhesiva es mayor en la profunda que en la superficial. Presenta diferencia estadística ($p < 0.001$; *Scheffe*) entre la profunda y la superficial (Tabla V.A.1.1-1).

	Dentina Superficial		Dentina Profunda		
Material	Medía (DS) en MPa	N.º	Medía (DS) en MPa	S vs P	N.º
Excite® DSC + Variolink II ® (VL)	13.18 (1.97)	10	25.34 (2.85)	*	10

Tabla V.A.1.1-1

A.1.2. Sistema de cementación Multilink® Sprint

Evaluación de la resistencia adhesiva a las paredes dentinarias laterales en dentina superficial y profunda.

La resistencia adhesiva es mayor en la profunda que en la superficial. Presenta diferencia estadística ($p < 0.001$; *Scheffe*), entre la profunda y la superficial (Tabla V.A.1.2-1).

	Dentina Superficial		Dentina Profunda		
Material	Medía (DS) en MPa	N.º	Medía (DS) en MPa	S vs P	N.º
Multilink® Sprint (MLS)	12.55 (3.40)	10	19.88 (3.15)	*	10

Tabla V.A.1.2-1

A.1.3. Sistema de cementación Multilink® Automix, Primer A y B

Evaluación de la resistencia adhesiva a las paredes dentinarias laterales en dentina superficial y profunda.

La resistencia es similar entre los dos niveles, siendo mayor en el profundo, pero no presentaron diferencia estadística ($p > 0.05$; *Scheffe*) en la resistencia adhesiva en la superficial y la profunda (Tabla V.A.1.3-1).

	Dentina Superficial		Dentina Profunda		
Material	Medía (DS) en MPa	N.º	Medía (DS) en MPa	S vs P	N.º
Multilink® Automix, Primer A y B (MLA)	8.50 (2.05)	10	10.73 (4.57)	NS	10

Tabla V.A.1.3-1

A.1.4. Sistema de cementación RelyX™ Unicem Aplicap™

Evaluación de la resistencia adhesiva a las paredes dentinarias laterales en dentina superficial y profunda.

La resistencia adhesiva es mayor en la profunda que en la superficial. Presentan diferencia estadística ($p < 0.005$; *Scheffe*) entre la profunda y la superficial (Tabla V.A.1.4-1).

	Dentina Superficial		Dentina Profunda		
Material	Medía (DS) en MPa	N.º	Medía (DS) en MPa	S vs P	N.º
RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX)	11.16 (2.02)	10	15.51 (3.04)	**	10

Tabla V.A.1.4-1

A.1.5. Sistema de cementación Ketac Cem™ Aplicap

Comparación de la resistencia adhesiva obtenida a las paredes dentinarias laterales en dentina superficial y profunda.

La resistencia adhesiva es mayor en la profunda que en la superficial. Presentan diferencia estadística ($p < 0.05$; *Scheffe*), entre la profunda y la superficial (Tabla V.A.1.5-1).

	Dentina Superficial		Dentina Profunda		
Material	Medía (DS) en MPa	N.º	Medía (DS) en MPa	S vs P	N.º
Ketac Cem™ Aplicap (KC)	2.73 (0.57)	10	5.38 (1.93)	***	10

Tabla V.A.1.5-1

Los asteriscos indican diferencias estadísticas entre el nivel superficial y profundo en la misma cavidad y material:*** p<0.05; NS p>0.05; * p<0.001; ** p<0.005

Resumen General

Material	Clase I – Grupo A		
	Superficial Medía(ds)	Profunda Medía(ds)	S vs P
Excite® DSC + Variolink II® (VL)	13.18(1.97) a	25.34(2.85)e	*
Multilink® Sprint (MLS)	12.55(3.40) a	19.88(3.15)d	*
Multilink® Automix, Primer A y B (MLA)	8.50(2.05)b	10.73(4.57)b	NS
Ketac Cem™ Aplicap (KC)	2.73(0.57)c	5.38(1.93)a	***
RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX)	11.16(2.02)ab	15.51(3.04)c	**
Una vía Por niveles	F=37.376; p<0.001	F=57.871; p<0.001	
Total Una vía	F=35.921; p <0.001		

Tabla V.A.1.6-1 - Medía y DS de resistencia adhesiva de todos los cementos en Incrustaciones de clase I. Influencia del nivel de dentina (superficial y profunda) - ANOVA una vía.

Diferentes letras indican resultados estadísticos diferentes (p<0.05; *Scheffe* y p<0.05 *Tukey*)

Los asteriscos indican diferencias estadísticas entre el nivel superficial y profundo en la misma cavidad y material: *** p<0.05; NS p>0.05; * p<0.001; ** p<0.005

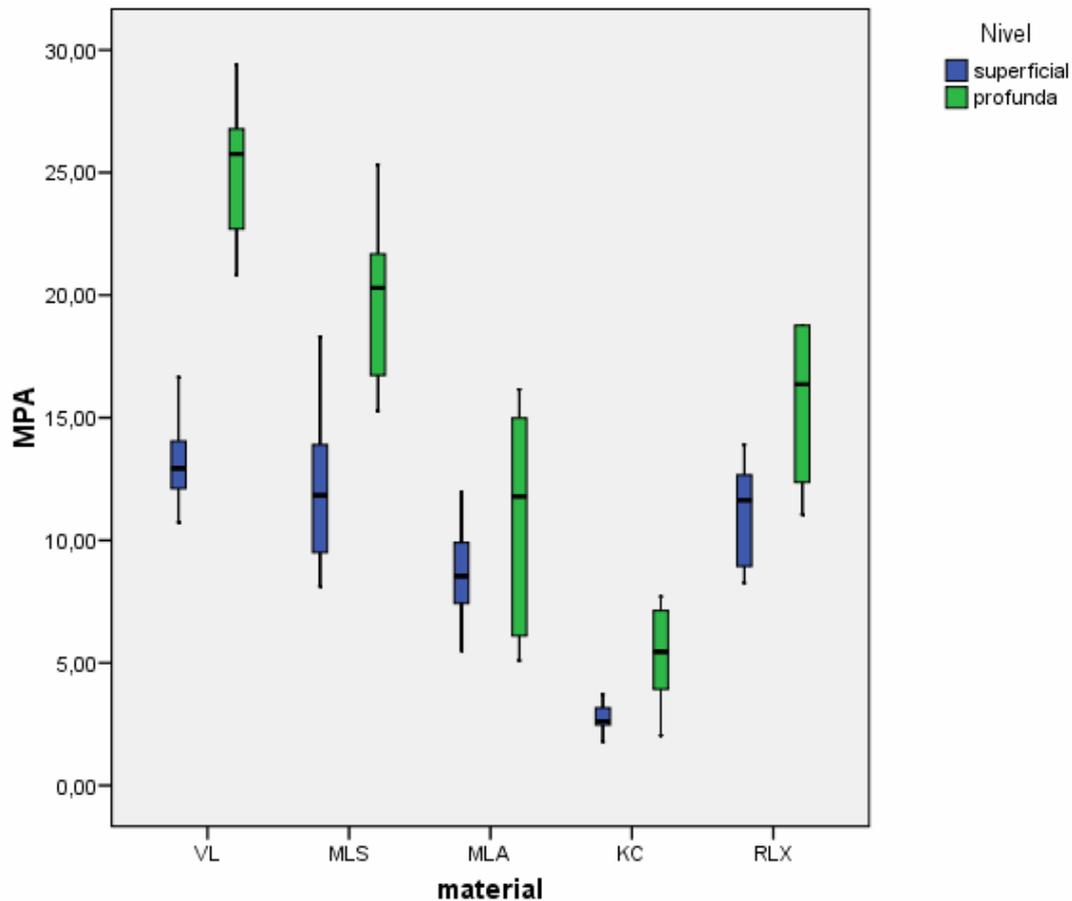


Fig.V.A.1-1- Incrustaciones de clase I. Influencia del nivel de dentina (superficial y profunda). Anova una vía, ($p < 0.05$; Scheffe)

- No se han encontrado diferencias significativas a nivel de dentina superficial entre el sistema de grabado total Excite® DSC + Variolink II ® (VL) y los sistemas de auto grabado tipo “self-adhesive” Multilink® Sprint (MLS) y RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX). Todos estos cementos tuvieron el mismo comportamiento (Tabla V.A.1.6-1 y Fig.V.A.1-1).
- En cambio, los valores de resistencia adhesiva de Ketac Cem™ Aplicap (KC) y Multilink® Automix Primer A y B (MLA) son significativamente inferiores, (Tabla V.A.1.6-1 y Fig.V.A.1-1).
- Los valores de resistencia adhesiva a dentina profunda son estadísticamente diferentes para todos los cementos estudiados, de que mayor a menor son Excite® DSC + Variolink II ® (VL), Multilink® Sprint (MLS), RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), Multilink® Automix Primer A y B (MLA), Ketac Cem™ Aplicap (KC), (Tabla V.A.1.6-1 y Fig.V.A.1-1).
- Comparando los dos niveles de corte, superficial versus Profundo, el único sistema que no presenta diferencia estadística es el Multilink® Automix Primer A y B (MLA). Los demás muestran diferencias estadísticas significativas, Excite® DSC + Variolink II ® (VL) $p < 0.001$, Multilink® Sprint (MLS) $p < 0.001$, RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX) $p < 0.005$ y Ketac Cem™ Aplicap (KC) $p < 0.05$, (Tabla V.A.1.6-1 y Fig.V.A.1-1).

- Los valores más bajos de resistencia adhesiva fueron encontrados con el sistema de cementación de ionómero de vidrio, Ketac Cem™ Aplicap (KC), tanto el la superficial como en la profunda (Tabla V.A.1.6-1 y Fig.V.A.1-1).

A.2. Grupo B - incrustaciones cerámicas de clase II

Resistencia adhesiva dentro de cada sistema de cementación y influencia del nivel de dentina (superficial y profunda).

A.2.1. Sistema de cementación Excite® DSC + Variolink II

Evaluación de la resistencia adhesiva a las paredes dentinarias laterales en dentina superficial y profunda.

La resistencia adhesiva fue mayor en la profunda que en la superficial, presentando diferencias estadísticas significativas ($p < 0.001$; *Scheffe*), entre dentina superficial y profunda (Tabla V.A.2.1-1).

	Dentina Superficial		Dentina Profunda		
Material	Medía (DS) en MPa	N.º	Medía (DS) en MPa	S vs P	N.º
Excite® DSC + Variolink II®	16.76 (6.47)	10	28.81 (6.61)	*	10

Tabla V.A.2.1-1

A.2.2. Sistema de cementación Multilink® Sprint

Evaluación de la resistencia adhesiva a las paredes dentinarias laterales en dentina superficial y profunda.

La resistencia adhesiva fue mayor en la profunda que en la superficial, presentando diferencia estadística ($p < 0.005$; *Scheffe*), entre dentina superficial y profunda (Tabla V.A.2.2-1).

	Dentina Superficial		Dentina Profunda		
Material	Medía (DS) en MPa	N.º	Medía (DS) en MPa	S vs P	N.º
Multilink® Sprint	22.77 (5.86)	10	31.32 (8.23)	**	10

Tabla V.A.2.2-1

A.2.3. Sistema de cementación Multilink® Automix, Primer A y B

Evaluación de la resistencia adhesiva a las paredes dentinarias laterales en dentina superficial y profunda.

La resistencia es similar entre los dos niveles, siendo mayor en el profundo, pero no presentaron diferencia estadística ($p > 0.05$; *Scheffe*) en la resistencia adhesiva en la superficial y la profunda (Tabla V.A.2.3-1).

	Dentina Superficial		Dentina Profunda		
Material	Medía (DS) en MPa	N.º	Medía (DS) en MPa	S vs P	N.º
Multilink® Automix, Primer A y B	9.95 (3.43)	10	12.24 (5.29)	NS	10

Tabla V.A.2.3-1

A.2.4. Sistema de cementación RelyX™ Unicem Aplicap™

Evaluación de la resistencia adhesiva a las paredes dentinarias laterales en dentina superficial y profunda.

La resistencia adhesiva fue mayor a la dentina profunda que a la superficial. Presenta diferencias estadísticas significativas, ($p < 0.001$; *Scheffe*), entre dentina superficial y profunda (Tabla V.A.2.4-1).

	Dentina Superficial		Dentina Profunda		
Material	Medía (DS) en MPa	N.º	Medía (DS) en MPa	S vs P	N.º
RelyX™ Unicem Aplicap™	19.80 (7.71)	10	30.57 (8.35)	*	10

Tabla V.A.2.4-1

A.2.5. Sistema de cementación Ketac Cem™ Aplicap

Evaluación de la resistencia adhesiva a las paredes dentinarias laterales en dentina superficial y profunda.

La resistencia es similar entre los dos niveles, siendo mayor en el superficial, pero no presentaron diferencia estadística ($p > 0.05$; *Scheffe*) en la resistencia adhesiva en la superficial y la profunda (Tabla V.A.2.5-1).

	Dentina Superficial		Dentina Profunda		
Material	Medía (DS) en MPa	N.º	Medía (DS) en MPa	S vs P	N.º
Ketac Cem™ Aplicap	6.71 (3.43)	10	3.96 (3.47)	NS	10

Tabla V.A.2.5-1

Los asteriscos indican diferencias estadísticas entre el nivel superficial y profundo en la misma cavidad y material: *** $p < 0.05$; NS $p > 0.05$; * $p < 0.001$; ** $p < 0.005$

Resumen

Material	Clase II – Grupo B		
	Superficial Medía(ds)	Profunda Medía(ds)	S vs P
Excite® DSC + Variolink II®	16.76(6.47)ab	28.81(6.61)a	*
Multilink® Sprint	22.77(5.86)a	31.32 (8.23)a	**
Multilink® Automix, Primer A y B	9.95(3.43)bc	12.24(5.29)b	NS
Ketac Cem™ Aplicap	6.71(3.43)c	3.96(3.47)b	NS
RelyX™ Unicem Aplicap™	19.80(7.71)a	30.57(8.35)a	*
Una vía Por niveles	F=14.131; $p < 0.001$	F=35,305; $P < 0.001$	
Total Una vía	F=26.283, $p < 0.001$		

Tabla V.A.2.6-1- Medía y DS de resistencia adhesiva de todos los cementos en Incrustaciones de clase II. Influencia del nivel de dentina (superficial y profunda) - ANOVA una vía.

Diferentes letras indican resultados estadísticos diferentes ($p < 0.05$ *Tukey*)

Los asteriscos indican diferencias estadísticas entre el nivel superficial y profundo en la misma cavidad y material: * $p < 0.001$; ** $p < 0.005$; *** $p < 0.05$; NS $p > 0.05$

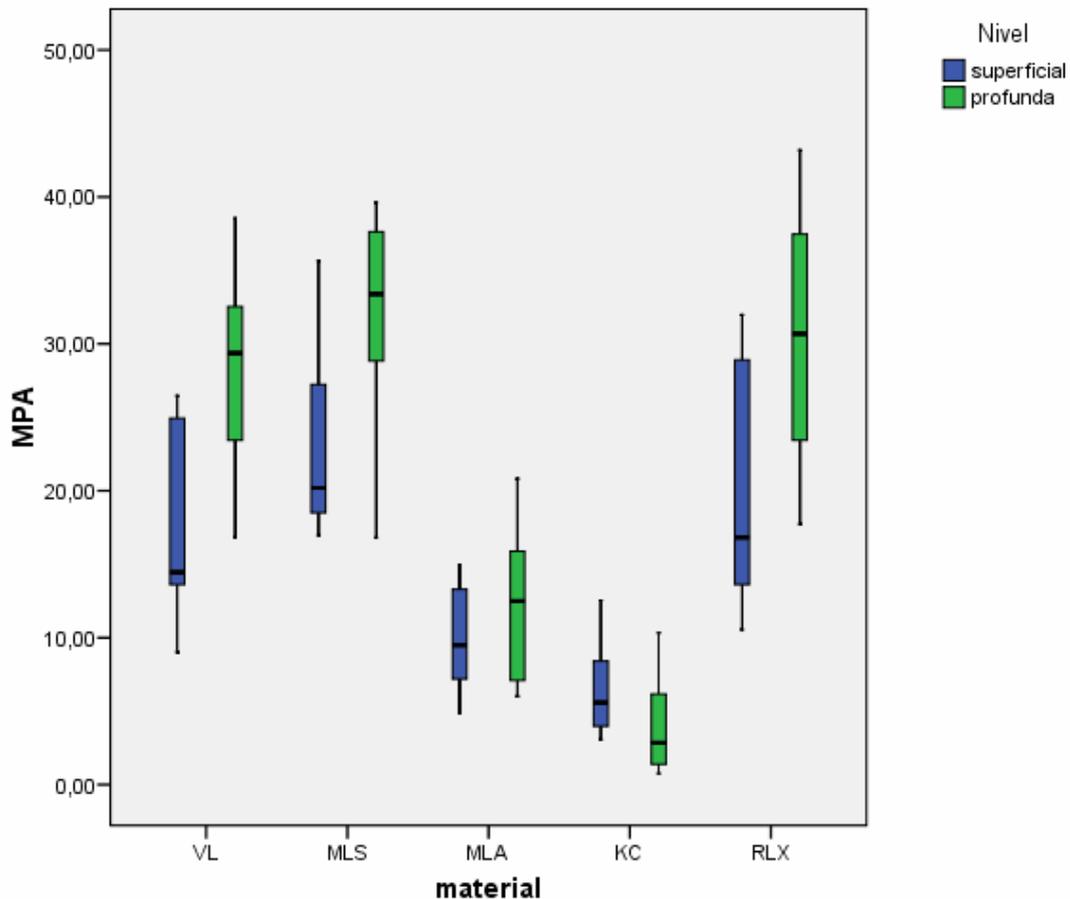


Fig.V.A.2-1- Incrustaciones de clase II. Influencia del nivel de dentina o influencia regional (superficial y profunda). Anova una vía, ($p < 0.05$; *Scheffe*)

- No se han encontrado diferencias significativas entre los valores de resistencia adhesiva a nivel de dentina superficial entre los sistemas de grabado total Excite® DSC + Variolink II ® (VL), los sistemas de auto grabado tipo “self-adhesive” Multilink® Sprint (MLS) y RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), (Tabla V.A.2.6-1 y Fig.V.A.2-1).
- En cambio, sistema Ketac Cem™ Aplicap (KC) y el sistema Multilink® Automix Primer A y B (MLA) obtuvieron valores significativamente inferiores, comparando con los demás, siendo obtenidos los sistemas de grabado total y los sistemas de auto grabado, tipo “self-adhesive” los mayores valores de resistencia adhesiva, (Tabla V.A.2.6-1 y Fig.V.A.2-1).
- A nivel de la dentina profunda no se han encontrado diferencias significativas entre los sistemas de grabado total Excite® DSC + Variolink II ® (VL), los sistemas de auto grabado tipo “self-adhesive” Multilink® Sprint (MLS) y RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), (Tabla V.A.2.6-1 y Fig.V.A.2-1).
- Los cementos Multilink® Automix Primer A y B (MLA) y Ketac Cem™ Aplicap (KC), a nivel de dentina profunda obtienen valores estadísticamente iguales, pero se encontraron diferencias estadísticas entre ellos y los sistemas de grabado total Excite® DSC + Variolink II ® (VL), los sistemas de auto grabado tipo “self-

adhesive” Multilink® Sprint (MLS) y RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX). Los mayores valores de resistencia adhesiva fueron encontrados en los sistemas de grabado total y auto grabado del tipo “self-adhesive”, (Tabla V.A.2.6-1 y Fig.V.A.2-1).

- Comparando los dos niveles de corte, superficial versus Profundo, los dos únicos sistemas que no presenta diferencia estadística son el Multilink® Automix Primer A y B (MLA) $p > 0.05$ y Ketac Cem™ Aplicap (KC) $p > 0.05$. Los demás muestran diferencias estadísticas significativas, Excite® DSC + Variolink II ® (VL) $p < 0.001$, Multilink® Sprint (MLS) $p < 0.005$, RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX) $p < 0.001$, (Tabla V.A.2.6-1).

- Los valores más bajos de resistencia adhesiva fueron encontrados con el sistema de cementación de ionómero de vidrio, Ketac Cem™ Aplicap (KC), tanto el la superficial como en la profunda, (Tabla V.A.2.6-1 y Fig.V.A.2-1).

A.3. Comparación entre resistencia adhesiva de incrustaciones cerámicos de clase I y clase II

Comparación entre resistencia adhesiva de incrustaciones cerámicos de clase I y clase II con diferentes cementados. Influencia del nivel de dentina (superficial y profunda) o influencia regional en los dos grupos.

Material	Clase I – Grupo A			Clase II – Grupo B			Cl I vs Cl II	
	Superficial Media(ds)	Profunda Media(ds)	S vs P	Superficial Media(ds)	Profunda Media(ds)	S vs P	Sup	Prof
Excite® DSC + Variolink II ® (VL)	13.18(1.97) a	25.34(2.85)e	*	16.76(6.47)ab	28.81(6.61)a	*	NS	NS
Multilink® Sprint (MLS)	12.55(3.40) a	19.88(3.15)d	*	22.77(5.86)a	31.32(8.23)a	**	NS	NS
Multilink® Automix, Primer A y B (MLA)	8.50(2.05)b	10.73(4.57)b	NS	9.95(3.43)bc	12.24(5.29)b	NS	<0.001	NS
Ketac Cem™ Aplicap (KC)	2.73(0.57)c	5.38(1.93)a	***	6.71(3.43)c	3.96(3.47)b	NS	<0.001	<0.001
RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX)	11.16(2.02)ab	15.51(3.04)c	**	19.80(7.71)a	30.57(8.35)a	*	NS	<0.001
Una vía Por niveles	F=37.376; p<0.001	F=57.871; p<0.001		F=14.131; p<0.001	F=35,305; P<0.001			
Total Una vía	F=35.921; p <0.001			F=26.283, p<0.001				

Tabla V.A.3.-1- se muestran las medias con sus Ds de la resistencia adhesiva obtenida en incrustaciones de clase I y II tanto a la dentina superficial como a la profunda

Diferentes letras indican resultados estadísticos diferentes

Los asteriscos indican diferencias estadísticas entre el nivel superficial y profundo en la misma cavidad y

Material: * $p < 0.001$; ** $p < 0.005$; *** $p < 0.05$; NS $p > 0.05$

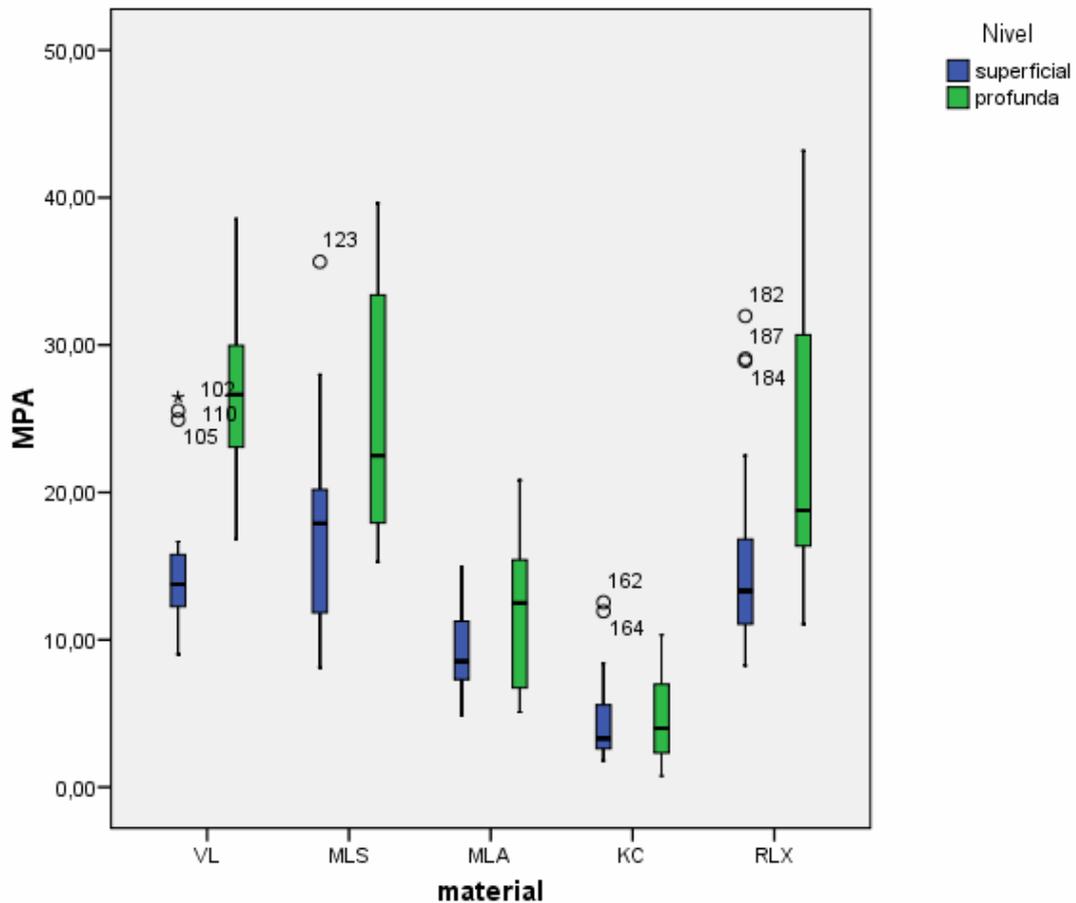


Fig.V.A.3.-1- La influencia regional – dentina superficial y profunda y su interacción con los materiales. Anova una vía, ($p < 0.05$; Scheffe)

- Un dato común en ambos tipos de incrustaciones (I y II) es que los valores de adhesión obtenidos a dentina profunda son mayores que los obtenidos a nivel superficial y que los valores de resistencia adhesiva de los sistemas de cementación encontrados con la teste de Push Out fueron mayores para el Excite® DSC + Variolink II (VL), Multilink® Sprint (MLS) y RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX) y menores para el Multilink® Automix Primer A y B (MLA) y el más bajo el Ketac Cem™ Aplicap (KC), (Tabla V.A.3.-1 y Fig.V.A.3.-1).

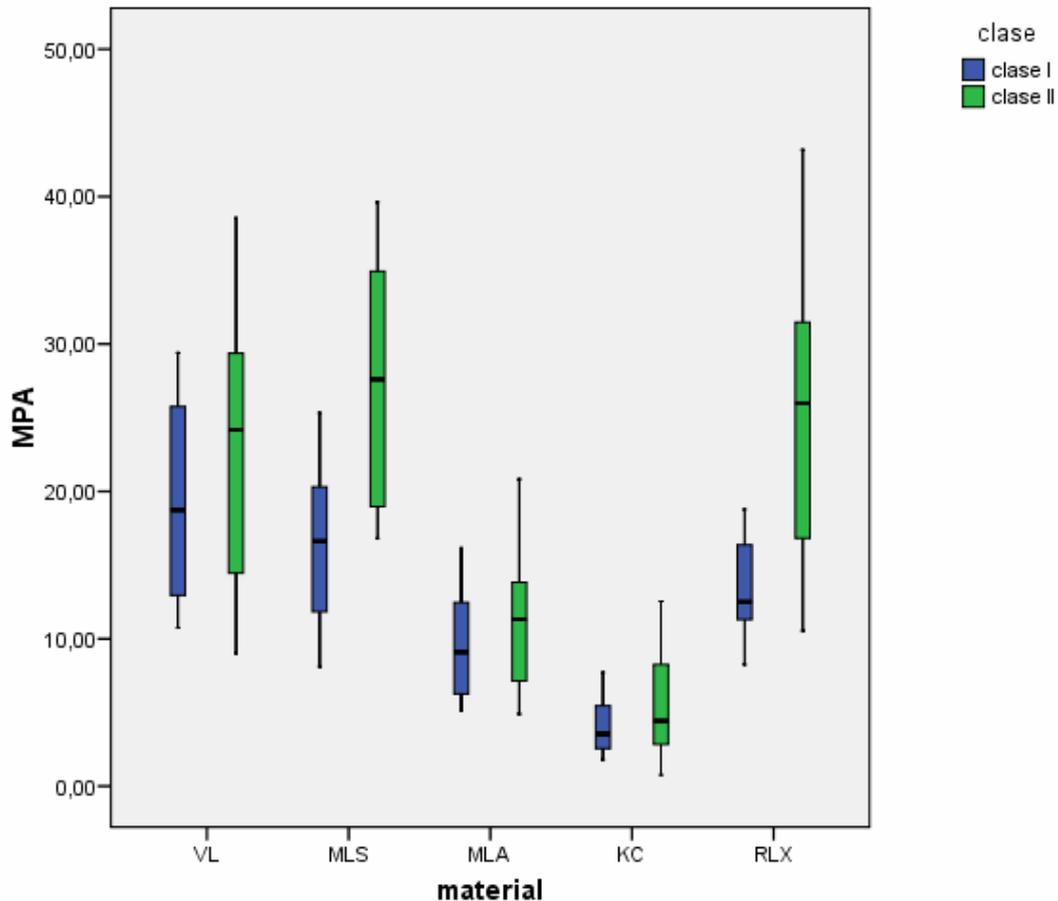


Fig V.A.3.-2 - Comparación entre Clase I versus Clase II, con distintos cementados. Anova una vía, ($p < 0.05$; Scheffe)

- En términos generales hemos obtenido valores más altos en las incrustaciones de clase II para todos los cementos, tanto a nivel de la dentina superficial como a nivel de la dentina profunda, con valores de DS ligeramente más elevados, también, en clase II, (Tabla V.A.3.-1 y Fig. V.A.3.-2).
- Excite® DSC + Variolink II (VL) es el cemento que mejor se ha comportado en clase I, obteniendo resultados más elevados en los dos niveles de dentina ($p < 0.001$) y Multilink® Sprint (MLS) es el cemento que mejor se ha comportado en clase II, obteniendo resultados más elevados en los dos niveles de dentina ($p < 0.005$), aunque comparando ambos los cementados y el nivel de dentina, no hemos encontrado diferencias estadísticas entre ellos ($p > 0.05$) en ambas las clases (I y II). RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), solo a nivel profundo ha sido estadísticamente significativa ($p < 0.001$), no presentando a la superficial diferencias estadísticas a los demás, en ambas los tipos de incrustaciones (I y II), (Tabla V.A.3.-1 y Fig. V.A.3.-2).
- En cambio Multilink® Automix Primer A y B (MLA) y Ketac Cem™ Aplicap (KC) han obtenido los valores más bajos de resistencia adhesiva, en ambos los tipos de incrustaciones (I y II). Diferencias estadísticas significativas ($p < 0.001$) han sido encontradas para Ketac Cem™ Aplicap (KC) en ambos los tipos de cavidad (clase I y II), mientras que para Multilink® Automix Primer A y B (MLA), solo a nivel

superficial han sido encontrados resultados estadísticamente significativos ($p < 0.001$), cuando comparadas incrustaciones de clase I con clase II, (Tabla V.A.3.-1 y Fig. V.A.3.-2).

- Se pone de manifiesto que de una manera general no existen diferencias estadísticas cuando comparamos cavidades de Clase I y Clase II, entre dentina superficial y profunda, para el cementado del Excite® DSC + Variolink II (VL) y del Multilink® Sprint (MLS), pero existen diferencias estadísticas con el sistema de Multilink® Automix Primer A y B (MLA) solo para la superficial ($p < 0.001$), con el sistema Ketac Cem™ Aplicap (KC) en la dentina superficial y profunda ($p < 0.001$) y con el sistema RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX) solo existen diferencias estadísticas para la dentina profunda ($p < 0.001$), (Tabla V.A.3.-1 y Fig. V.A.3.-2).

- Tanto el cemento aplicado ($F = 98.523$; $p < 0.001$) como el nivel dentinario superficial o profundo en cada tipo de cavidad, clase I o clase II ($F = 50.387$; $p < 0.001$) y la interacción entre ambos factores ($F = 7.949$; $p < 0.001$) influyeron de forma significativa en los valores de fuerza adhesiva obtenidos mediante Push-out, (Tabla V.A.3.-1 y Fig. V.A.3.-2).

B. TIPO DE FRACTURA

B.1. Clasificación del tipo de fractura tras la medida de la resistencia adhesiva.

Se evaluó el tipo de fractura de cada espécimen después de realizar el teste push out. El tipo de fractura se catalogó siguiendo la siguiente escala de valoración:

Clasificación del modo de fractura:

- Tipo 1 - Fractura cohesiva de dentina
- Tipo 2 - Fractura adhesiva en la interfase cemento/dentina
- Tipo 3 - Fractura cohesiva del cemento
- Tipo 4 - Fractura adhesiva en la interfase cemento/cerámica
- Tipo 5 - Fractura cohesiva de la cerámica

C. TIPO DE FALLO O TIPO DE FRACTURA

C.1. Tipo de fractura en clase I y clase II, en conjunto

- **Fracturas adhesivas**

Las fracturas adhesivas en la interfase cemento/dentina (tipo 2) se encontraron en todos los grupos de cementados y son de mayor a menor en un 32.9% para Multilink® Automix Primer A y B (MLA), un 28.5% Multilink® Sprint (MLS), un 20.8% para Excite® DSC + Variolink II (VL), en un 12% para RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX) y en un 5.4% para Ketac Cem™ Aplicap (KC), (Tabla V.C.1.-1 y Fig.V.C.1.-1).

Las fracturas adhesivas en la interfase cemento/cerámica (tipo 4), se encontraron en todos los grupos de cementados con excepción del cementado Multilink® Sprint (MLS), y su predominio estuvo en un 75% en el grupo de Ketac Cem™ Aplicap (KC),

seguido de un 12.5% en el RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), en un 10% en Multilink® Automix Primer A y B (MLA) y en un 2.5% en el grupo de Excite® DSC + Variolink II (VL), (Tabla V.C.1.-1 y Fig.V.C.1.-1).

• **Fracturas cohesivas**

En cuanto a los fallos por fractura cohesiva de dentina (tipo 1), se encontraron en todos los grupos y de mayor a menor son en un 35.2% Excite® DSC + Variolink II (VL), en un 32.3% para Multilink® Sprint (MLS), en un 14.7% para Ketac Cem™ Aplicap (KC), en un 11.7% para Multilink® Automix Primer A y B (MLA) y en un 5.8% para RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), (Tabla V.C.1.-1 y Fig.V.C.1.-1).

En los fallos por fractura cohesiva de cemento (tipo 3) se han encontrado porcentajes de fallo para todos los grupos con excepción del Ketac Cem™ Aplicap (KC), con predominio para en un 70% para el cementado con RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), seguido de en un 16.6% para Excite® DSC + Variolink II (VL), en un 10% para Multilink® Sprint (MLS) y en un 3.3% para Multilink® Automix Primer A y B (MLA), (Tabla V.C.1.-1 y Fig.V.C.1.-1).

Los fallos por fractura cohesiva de cerámica (tipo 5) solamente estuvieron en tres grupos con porcentajes de un 60% para el cementado con Excite® DSC + Variolink II (VL) y en un 20% para el cementado con Multilink® Automix Primer A y B (MLA) y RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), (Tabla V.C.1.-1 y Fig.V.C.1.-1).

		Tipo de fractura				
		1	2	3	4	5
Cemento	Excite® DSC + Variolink II (VL)	35.2%	20.8%	16.6%	2.5%	60%
	Multilink® Sprint (MLS)	32.3%	28.5%	10%	0%	0%
	Multilink® Automix Primer A y B (MLA)	11.7%	32.9%	3.3%	10%	20%
	Ketac Cem™ Aplicap (KC)	14.7%	5.4%	0%	75%	0%
	RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX)	5.8%	12%	70%	12.5%	20%
		100%	100%	100%	100%	100%

Tabla V.C.1.-1 - Comparación del tipo de fractura para cada cemento. Kuskall-Wallis teste, clase I y clase II en conjunto

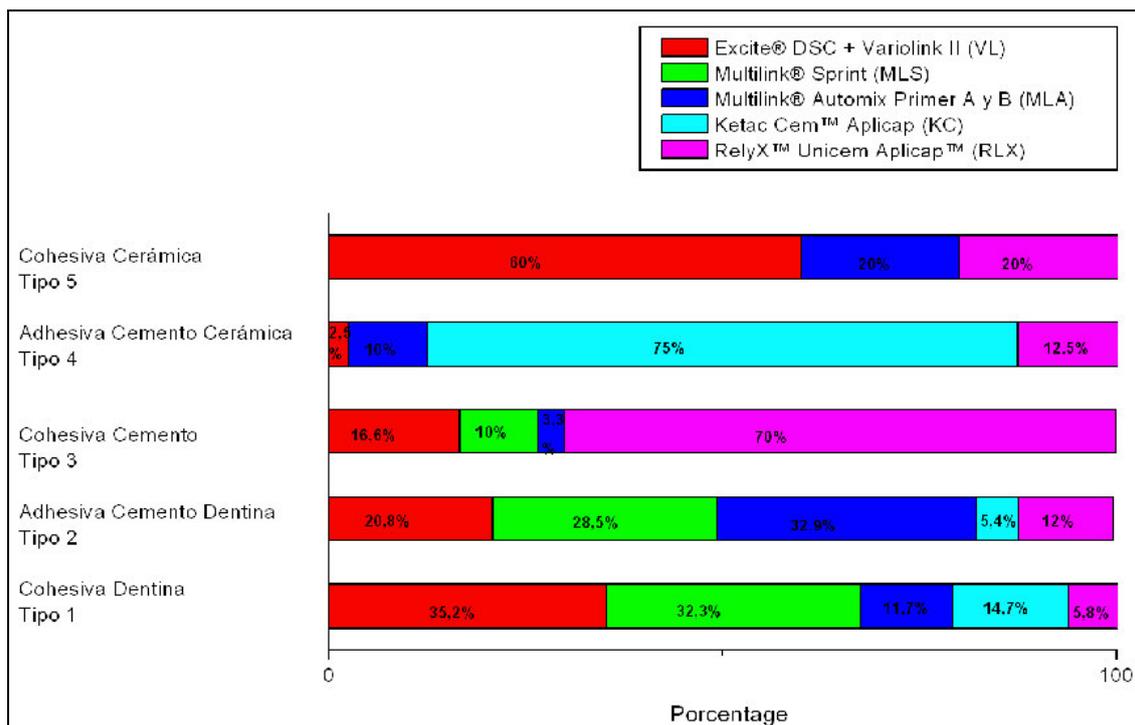


Fig.V.C.1.-1- Comparación para cada tipo de fractura el porcentaje existente de cada cemento, clase I y clase II en conjunto

C.2. Comparación entre los tipos de fractura y los sistemas adhesivos

En cuanto a los tipos de fractura, se encontraron facturas adhesivas (interfase cemento/dentina y interfase cemento/cerámica) y cohesivas (de dentina, de cemento y cerámica).

C.2.1. En cavidades de clase I

• Fracturas adhesivas

Las fracturas adhesivas en la interfase cemento/dentina (tipo 2) se encontraron en todos los grupos con excepción de Ketac Cem™ Aplicap (KC) y son de mayor a menor en un 40.5% para Multilink® Automix Primer A y B (MLA), un 24.3% Multilink® Sprint (MLS), un 21.6% para Excite® DSC + Variolink II (VL) y en un 13.5% para RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), (Tabla V.C.2.1.-1 y Fig.V.C.2.1.-1).

Las fracturas adhesivas en la interfase cemento/cerámica (tipo 4), solamente se encontraron en un 93.7% en el cementado con Ketac Cem™ Aplicap (KC) y en un 6.2% para el cementado con RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX) (Tabla V.C.2.1.-1 y Fig.V.C.2.1.-1).

• Fracturas cohesivas

En cuanto a los fallos por fractura cohesiva de dentina (tipo 1), se encontraron en todos los grupos y de mayor a menor son en un 35.4% para Multilink® Sprint (MLS), en un 32.2% Excite® DSC + Variolink II (VL), en un 16.1% para Ketac Cem™ Aplicap (KC), en un 12.9% para Multilink® Automix Primer A y B (MLA) y en un 3.2% para RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), (Tabla V.C.2.1.-1 y Fig.V.C.2.1.-1).

En los fallos por fractura cohesiva de cemento (tipo 3) se han encontrado porcentajes de fallo exclusivamente para dos grupos: 92.3% para RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX) y 7.6% para Multilink® Automix Primer A y B (MLA), (Tabla V.C.2.1.-1 y Fig.V.C.2.1.-1).

Los fallos por fractura cohesiva de cerámica (tipo 5) tenemos porcentajes de un 66.6% tanto para el cementado con Excite® DSC + Variolink II (VL) y de 33% para el cementado con RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), (Tabla V.C.2.1.-1 y Fig.V.C.2.1.-1).

		Tipo de fractura				
		1	2	3	4	5
Cemento	Excite® DSC + Variolink II (VL)	32.2%	21.6%	0%	0%	66.6%
	Multilink® Sprint (MLS)	35.4%	24.3%	0%	0%	0%
	Multilink® Automix Primer A y B (MLA)	12.9%	40.5%	7.6%	0%	0%
	Ketac Cem™ Aplicap (KC)	16.1%	0%	0%	93.7%	0%
	RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX)	3.2%	13.5%	92.3%	6.2%	33.3%
		100%	100%	100%	100%	100%

Tabla V.C.2.1.-1 - Representa la comparación entre los tipos de fractura y los sistemas adhesivos. Kuskall-Wallis teste

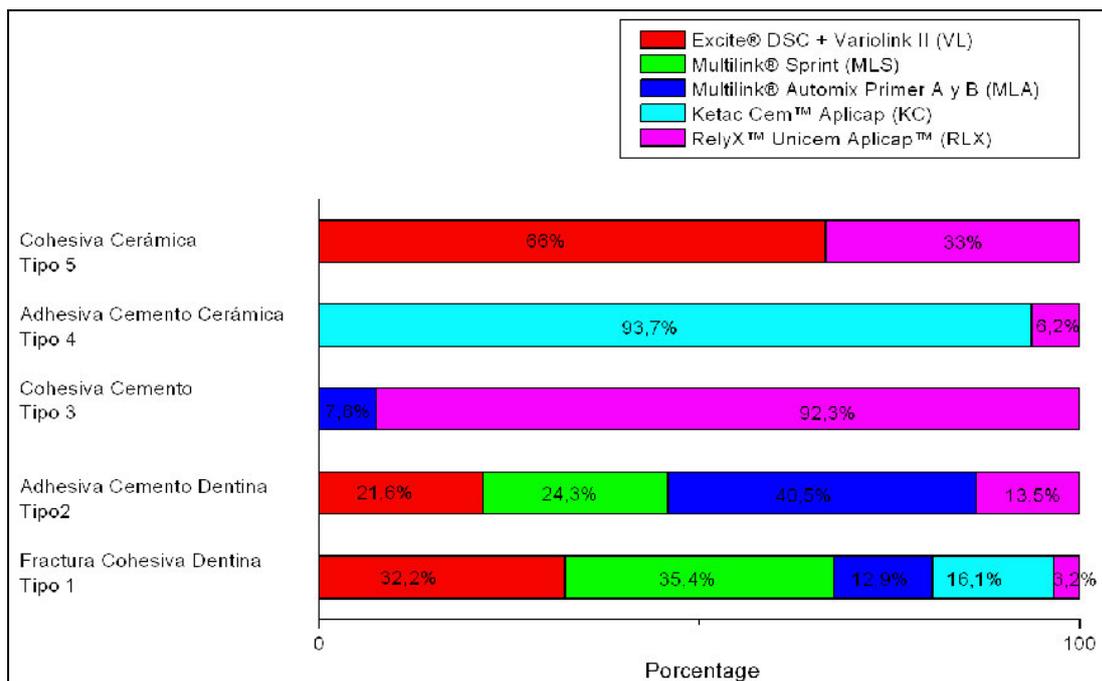


Fig.V.C.2.1.-1- Comparación para cada tipo de fractura el porcentaje existente de cada cemento, en cavidades de clase I

C.2.2. En cavidades de clase II

- **Fracturas adhesivas**

Las fracturas adhesivas en la interfase cemento/dentina (tipo 2) se encontraron en todos los grupos de mayor a menor en un 31.4% para Multilink® Automix Primer A y B (MLA), un 27.7% Multilink® Sprint (MLS), un 20.3% para Excite® DSC + Variolink

II (VL), un 11.1% para RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX) y 9.2% para Ketac Cem™ Aplicap (KC), (Tabla V.C.2.2.-1 y Fig.V.C.2.2.-1).

Las fracturas adhesivas en la interfase cemento/cerámica (tipo 4), se encontraron en su grande mayoría en un 62.5% en el cementado con Ketac Cem™ Aplicap (KC) y en un 16.6% tanto para el cementado con Multilink® Automix Primer A y B (MLA) como para el cementado con RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX) y en un 4.1% para Excite® DSC + Variolink II (VL), (Tabla V.C.2.2.-1 y Fig.V.C.2.2.-1).

• **Fracturas cohesivas**

En cuanto a los fallos por fractura cohesiva de dentina (tipo 1), solo encontramos este tipo de fracturas en un 66.6% para Excite® DSC + Variolink II (VL) y en un 33.3% para RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), (Tabla V.C.2.2.-1 y Fig.V.C.2.2.-1).

En los fallos por fractura cohesiva de cemento (tipo 3) se encontraron porcentajes que fueron ordenadas de mayor a menor en un 52.9% para RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX), seguidos de un 29.4% para Excite® DSC + Variolink II (VL) y 17.6% para Multilink® Sprint (MLS), (Tabla V.C.2.2.-1 y Fig.V.C.2.2.-1).

Los fallos por fractura cohesiva de cerámica (tipo 5) tenemos porcentajes de un 50% tanto para el cementado con Excite® DSC + Variolink II (VL) como para el cementado con Multilink® Automix Primer A y B (MLA), (Tabla V.C.2.2.-1 y Fig.V.C.2.2.-1).

		Tipo de fractura				
		1	2	3	4	5
Cemento	Excite® DSC + Variolink II (VL)	66.6%	20.3%	29.4%	4.1%	50%
	Multilink® Sprint (MLS)	0%	27.7%	17.6%	0%	0%
	Multilink® Automix Primer A y B (MLA)	0%	31.4%	0%	16.6%	50%
	Ketac Cem™ Aplicap (KC)	0%	9.2%	0%	62.5%	0%
	RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX)	33.3%	11.1%	52.9%	16.6%	0%
		100%	100%	100%	100%	100%

Tabla V.C.2.2.-1 - Representa la comparación del tipo de fractura y los distintos cementos. Kuskall-Wallis teste

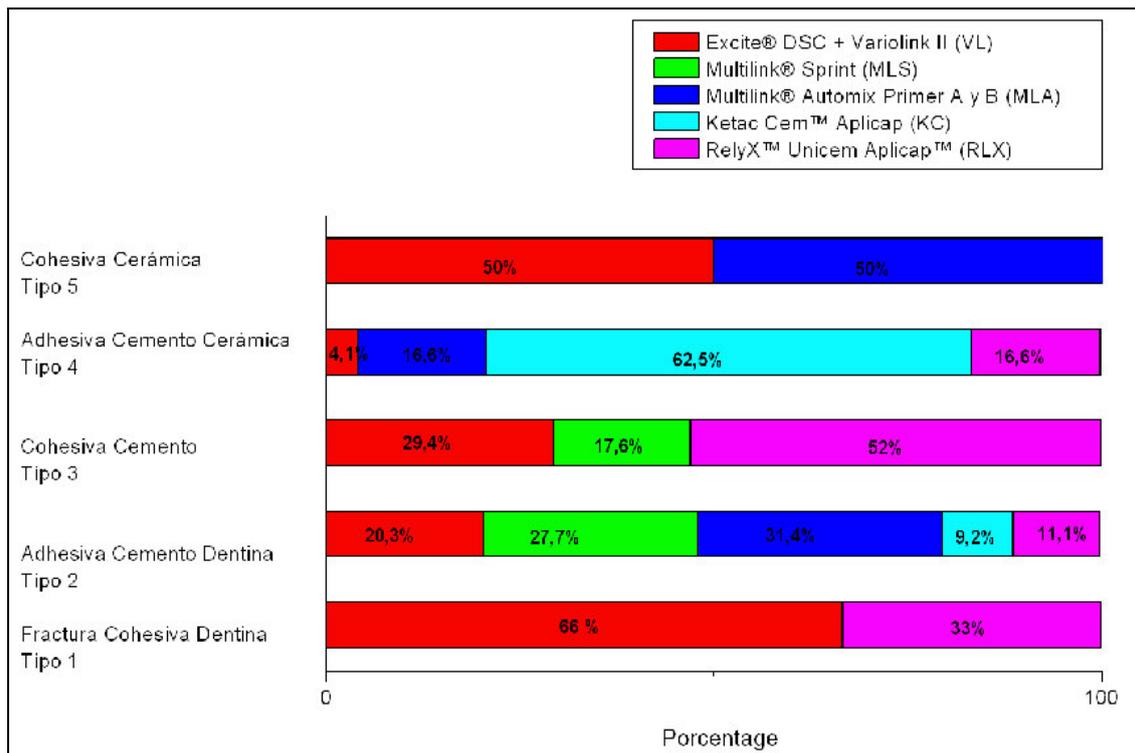


Fig.V.C.2.2.-1- Comparación para cada tipo de fractura el porcentaje existente de cada cemento, en cavidades de clase II

C.3. Comparación dentro de cada grupo

C.3.1. En cavidades de clase I – Grupo A

Dentro del grupo I (Excite® DSC + Variolink II (VL) el tipo de fallo más frecuente fue el fallo cohesivo tipo 1 para el fallo cohesivo del cemento, que ocurrió en un 50% y el fallo cohesivo de la cerámica ocurrió en un 10%. En cuanto al tipo de fallo adhesivo ocurrió en un 40% en la interfase cemento/dentina (tipo de fallo 2), (Tabla V.C.3.1.-1 y Fig.V.C.3.1.-1).

Dentro del grupo II, Multilink® Sprint (MLS) el tipo de fallo más frecuente fue el fallo cohesivo tipo 1 en la dentina y ocurrió en un 55%. En cuanto al tipo de fallo adhesivo tuvimos un 45% para el fallo adhesivo en la interfase cemento/dentina, (Tabla V.C.3.1.-1 y Fig.V.C.3.1.-1).

Dentro del grupo III, Multilink® Automix Primer A y B (MLA) el tipo de fallo más frecuente fue el fallo adhesivo tipo 2, también en la interfase cemento/dentina y ocurrió en un 75%. En cuanto al tipo de fallo cohesivo tuvimos un 5% para el fallo cohesivo del cemento y un 20% para el fallo cohesivo de dentina, (Tabla V.C.3.1.-1 y Fig.V.C.3.1.-1).

Dentro del grupo IV, Ketac Cem (KC) el tipo de fallo más frecuente fue el fallo adhesivo tipo 4 (entre la interfase cemento/cerámica) y ocurrió en un 75% y el fallo cohesivo de dentina (tipo 1), que ocurrió en un 25%, (Tabla V.C.3.1.-1 y Fig.V.C.3.1.-1).

Dentro de grupo V, RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX) el tipo de fallo más frecuente fue el fallo cohesivo: tipo 3, en el cemento, que ocurrió en un 60% ;tipo 1, en la dentina,

que ocurrió en un 5% y tipo 5, en la cerámica, que ocurrió en un 5%. En cuanto al tipo de fallo adhesivo tuvimos 25% para el fallo adhesivo de la interfase cemento/dentina y 5% para el fallo en la interfase adhesiva cemento/cerámica, (Tabla V.C.3.1.-1 y Fig.V.C.3.1.-1).

		Tipo de fractura					
		1	2	3	4	5	
Cemento	Excite® DSC + Variolink II (VL)	50%	40%	0%	0%	10%	100%
	Multilink® Sprint (MLS)	55%	45%	0%	0%	0%	100%
	Multilink® Automix Primer A y B (MLA)	20%	75%	5%	0%	0%	100%
	Ketac Cem™ Aplicap (KC)	25%	0%	0%	75%	0%	100%
	RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX)	5%	25%	60%	5%	5%	100%

Tabla V.C.3.1.-1- Representa la comparación del tipo de fractura dentro de cada cemento. Kuskall-Wallis teste

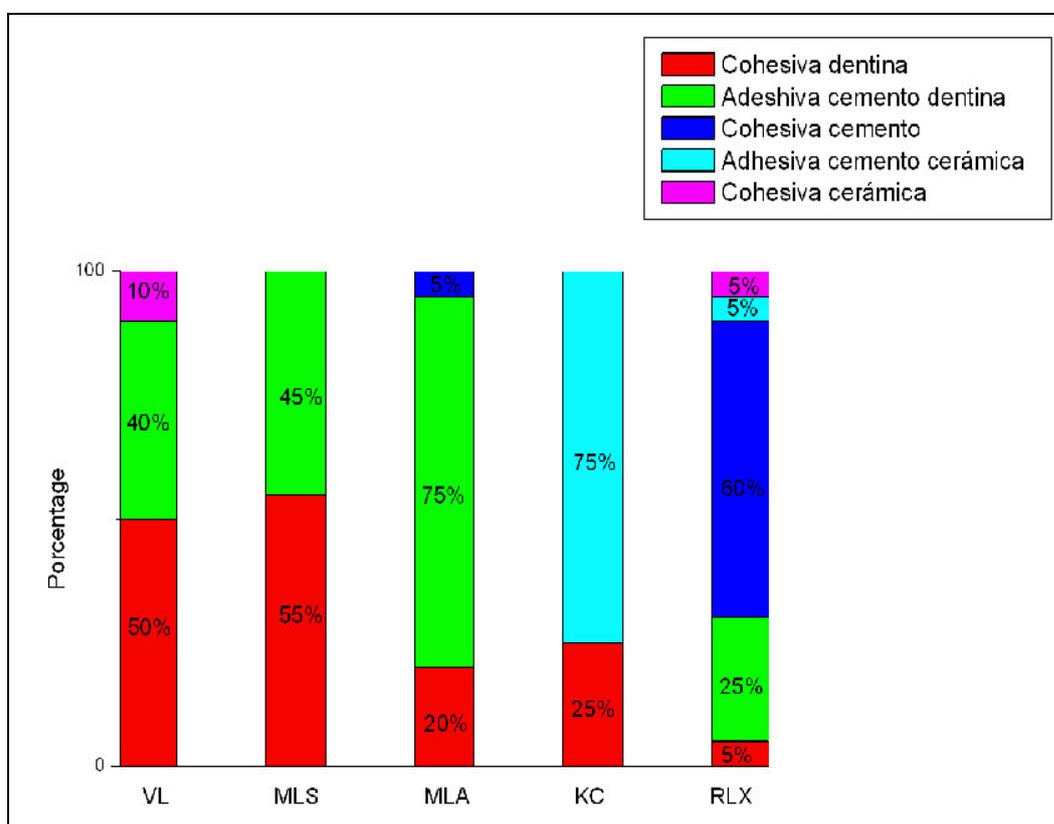


Fig.V.C.3.1.-1- Comparación del tipo de fractura dentro de cada cemento, en cavidades de clase I

C.3.2. En cavidades de clase II – Grupo B

Dentro del grupo I (Excite® DSC + Variolink II (VL) el tipo de fallo más frecuente fue el fallo adhesivo tipo 2, o sea entre la interfase cemento/dentina y ocurrió en un 55%. El fallo adhesivo tipo 4 (interfase cemento/cerámica) ocurrió en un 5%. En cuanto al fallo cohesivo estuvo presente en un 10% para el fallo cohesivo de dentina, un 25% para el fallo cohesivo de cemento y 5% para el fallo cohesivo de cerámica (Tabla V.C.3.2.-1 y Fig.V.C.3.2.-1).

Dentro del grupo II, Multilink® Sprint (MLS) el tipo de fallo más frecuente fue el fallo adhesivo tipo 2, también en la interfase cemento/dentina y ocurrió en un 85%. En cuanto al tipo de fallo cohesivo tuvimos un 15% para el fallo cohesivo de cemento, (Tabla V.C.3.2.-1 y Fig.V.C.3.2.-1).

Dentro del grupo III, Multilink® Automix Primer A y B (MLA) el tipo de fallo más frecuente fue el fallo adhesivo tipo 2, también en la interfase cemento/dentina y ocurrió en un 75% y el tipo de fallo adhesivo cemento/cerámica ocurrió en un 20%. En cuanto al tipo de fallo cohesivo tuvimos un 5% para el fallo cohesivo de la cerámica, (Tabla V.C.3.2.-1 y Fig.V.C.3.2.-1).

Dentro del grupo IV, Ketac Cem (KC) el tipo de fallo más frecuente fue el fallo adhesivo tipo 4 (entre la interfase cemento/cerámica) y ocurrió en un 75% y el fallo adhesivo cemento/dentina (tipo 2), que ocurrió en un 25%, (Tabla V.C.3.2.-1 y Fig.V.C.3.2.-1).

Dentro de grupo V, RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX) el tipo de fallo más frecuente fue el fallo adhesivo tipo 2, en la interfase cemento/dentina, que ocurrió en un 30%, seguido del fallo adhesivo en la interfase cemento/cerámica (20%). En cuanto al tipo de fallo cohesivo tuvimos 45% para el fallo cohesivo del cemento y 5% para el fallo cohesivo de la dentina, (Tabla V.C.3.2.-1 y Fig.V.C.3.2.-1).

		Tipo de fractura					
		1	2	3	4	5	
Cemento	Excite® DSC + Variolink II (VL)	10%	55%	25%	5%	5%	100%
	Multilink® Sprint (MLS)	0%	85%	15%	0%	0%	100%
	Multilink® Automix Primer A y B (MLA)	0%	75%	0%	20%	5%	100%
	Ketac Cem™ Aplicap (KC)	0%	25%	0%	75%	0%	100%
	RelyX™ Unicem Aplicap™ (RLX)	5%	30%	45%	20%	0%	100%

Tabla V.C.3.2.-1- Representa la comparación del tipo de fractura dentro de cada cemento. Kuskall-Wallis teste

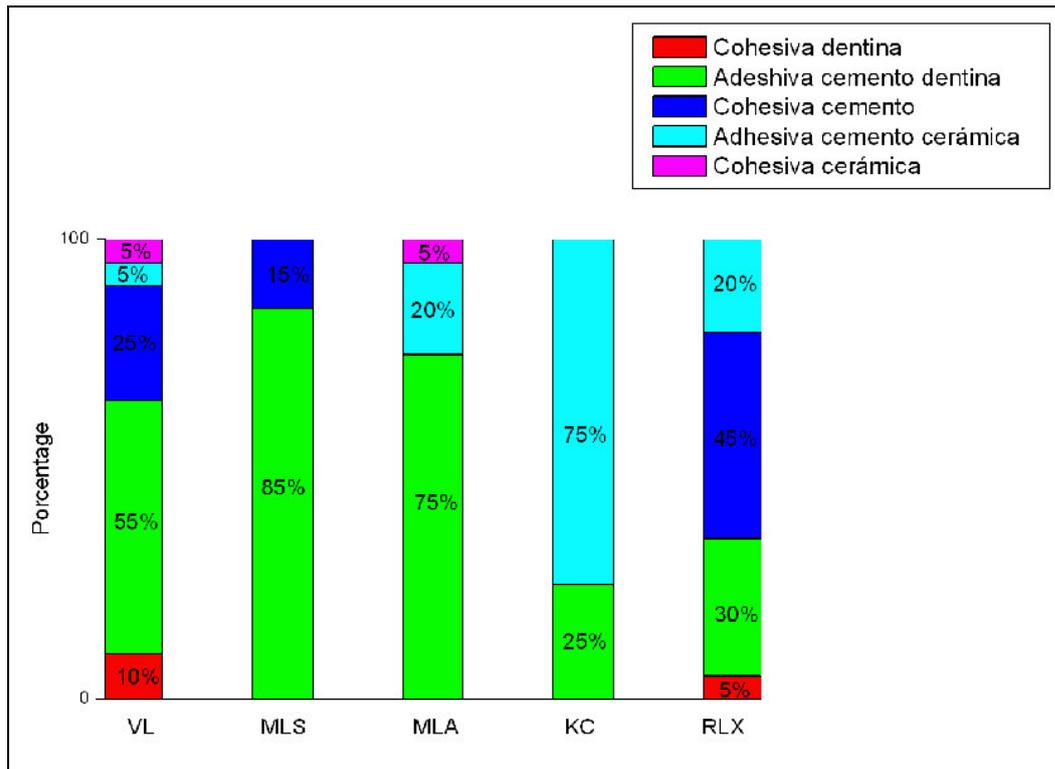


Fig.V.C.3.2.-1- Comparación del tipo de fractura dentro de cada cemento, en cavidades de clase II

D. MICROSCOPIA ELECTRÓNICA DE BARRIDO

D.1. Evaluación del tipo de fallo

Con la microscopia electrónica de barrido, evaluamos la interfase adhesiva después de haber realizado el teste de Push-out.

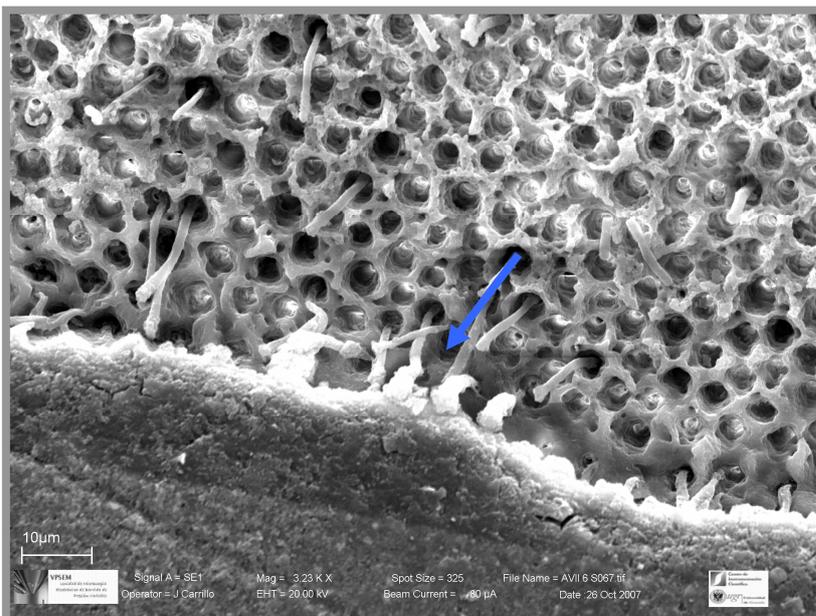


Fig.V.D.1.-1- Clase I – Grupo A

Excite® DSC + Variolink II superficial – Fractura que ocurrió en la interfase adhesiva cemento/dentina. Presencia de muy pocos tags y dispuestos de una manera discontinúa.

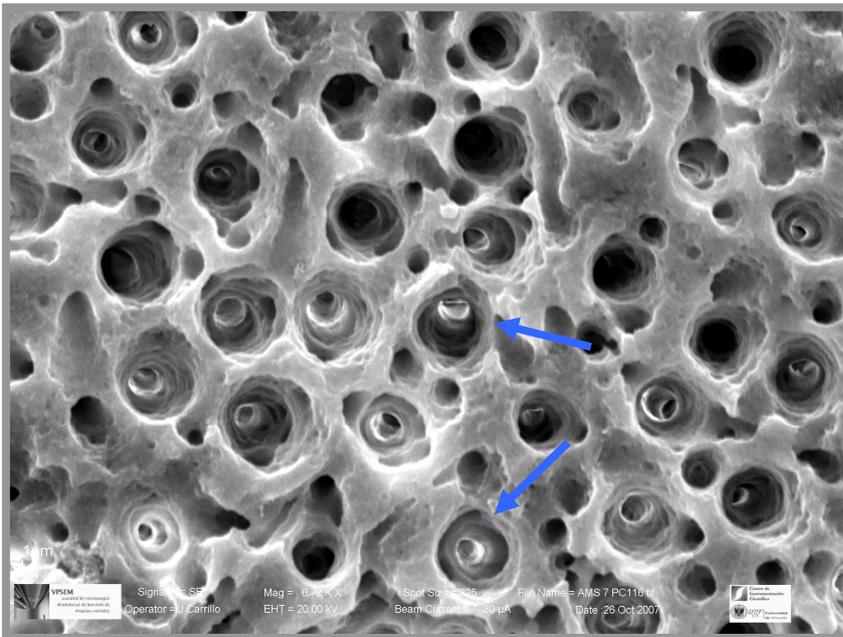


Fig.V.D.1.-2- Clase I – Grupo A
Multilink® Sprint profunda – Fractura que ocurrió en la Interfase adhesiva cemento/dentina
Presencia de *tags* más cortos, propios de los sistemas de auto grabado.

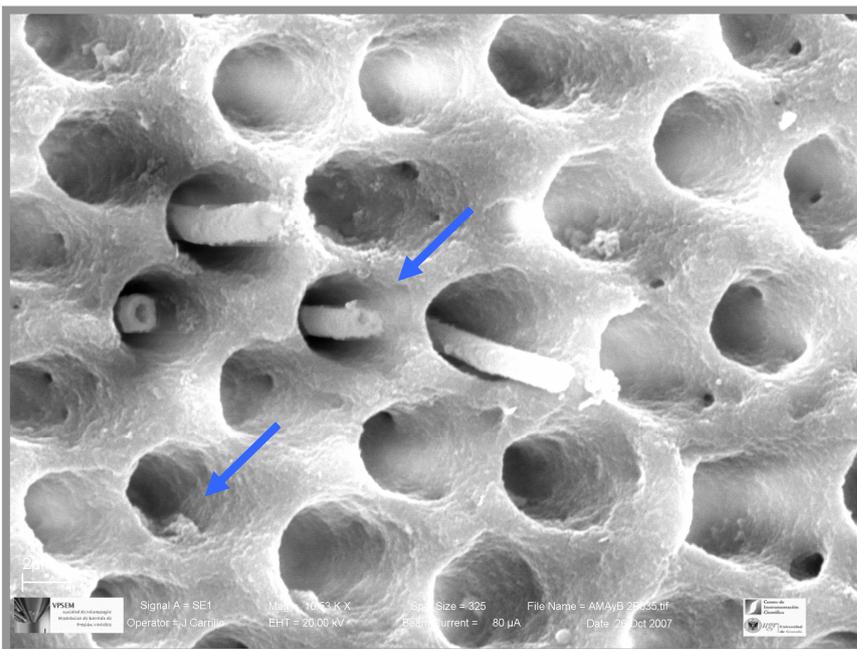


Fig.V.D.1.-3- Clase I – Grupo A
Multilink® Automix Primer A y B (MLA) profunda – Fractura que ocurrió en la Interfase adhesiva cemento/dentina. Presencia de pocos *tags* y tubulos no rellenos de resina, probablemente por absorción de agua pudiendo este fenómeno comandar la dilución de los monómeros. Se observan muchos tubulos no sellados, sin retención micro mecánica del adhesivo. Se observan los smear plugs.

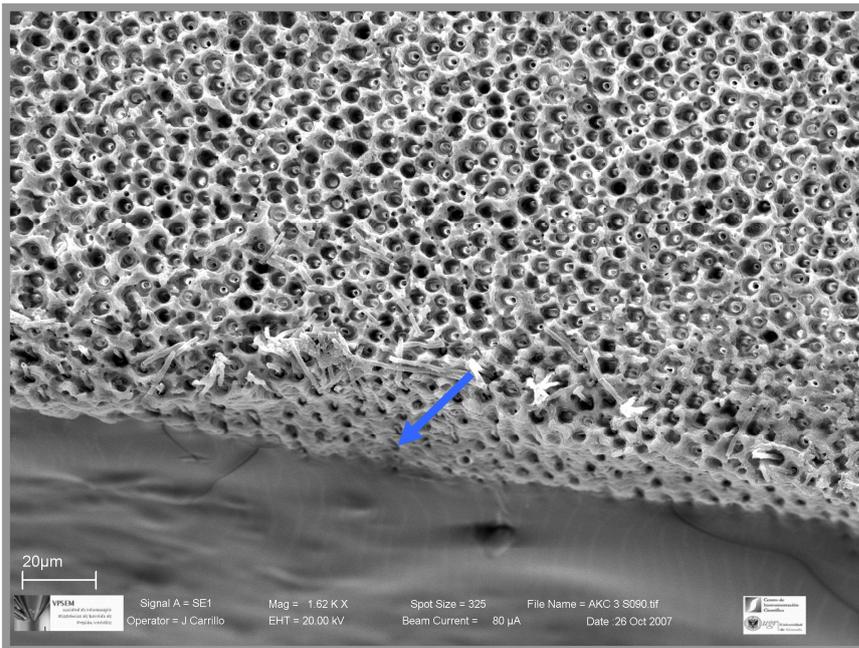


Fig.V.D.1.-4- Clase I – Grupo A

Ketac Cem™ Aplicap – superficial - Fractura que ocurrió en la Interfase adhesiva cemento/cerámica. Presencia de una capa híbrida, pareciendo el cementado adherir superficialmente, casi sin presencia de tags, probablemente por absorción de agua pudiendo este fenómeno comandar la dilución de los monómeros y consecuentemente el grado de polimerización del cemento. Se observan muchos tubulos no sellados, con una hibridización muy incompleta.

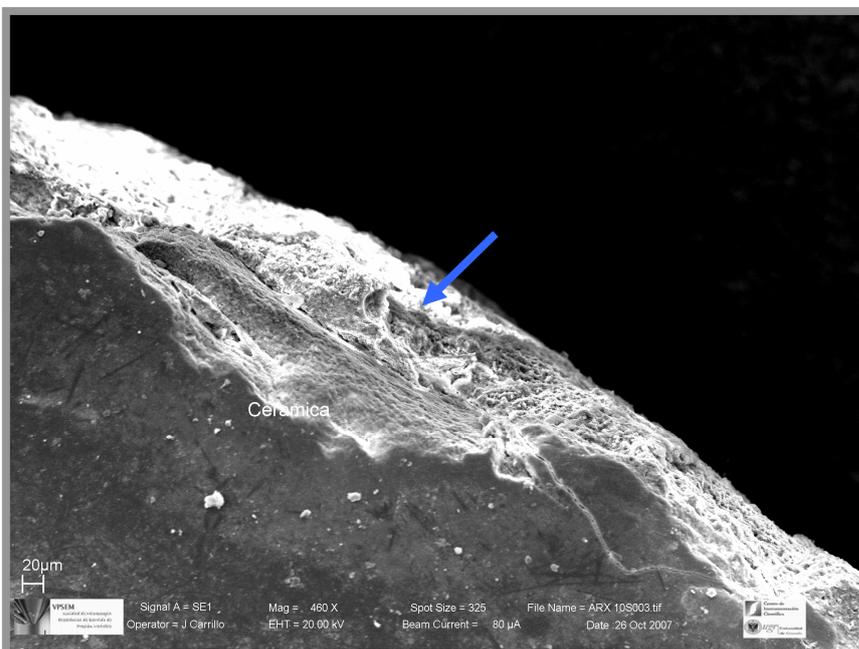


Fig.V.D.1.-5- Clase I – Grupo A

Rely X™ Unicem Aplicap™ – superficial - Fractura tipo – Cohesiva de cerámica.

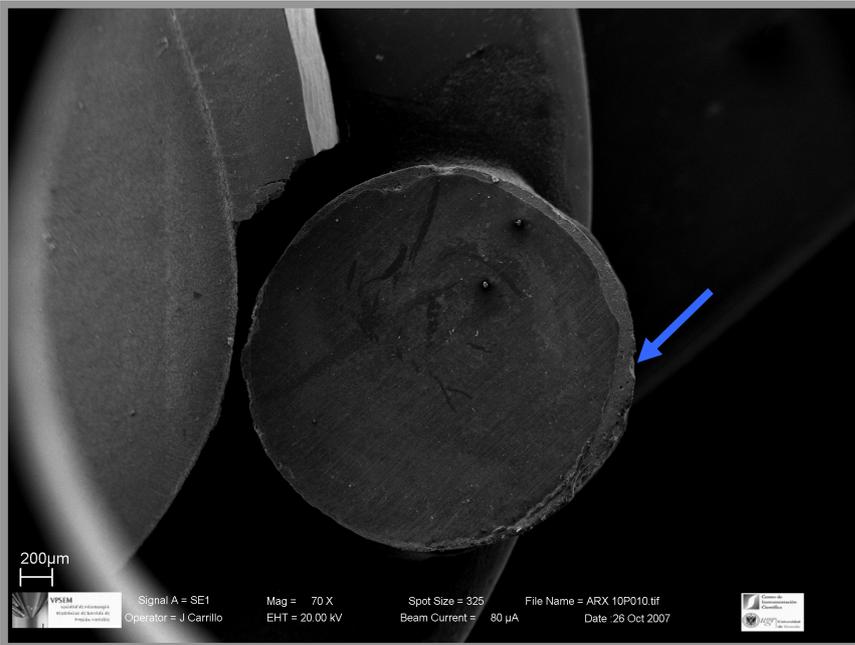


Fig.V.D.1.-6- Clase I – Grupo A
Rely X™ Unicem Aplicap™ – profunda - Fractura tipo 2 – Interfase adhesiva cemento/dentina
Se puede observar como el cementado se quedó junto a la cerámica.

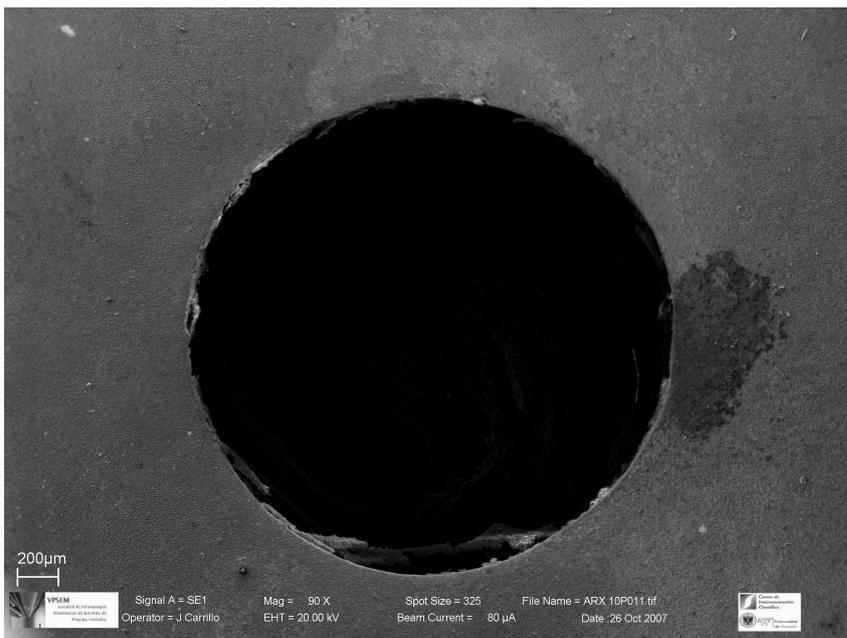


Fig.V.D.1.-7- Clase I – Grupo A
Rely X™ Unicem Aplicap™ – profunda - Fractura tipo 2– Interfase adhesiva cemento/dentina
La dentina, donde se ha extrusionado el inlay de arriba

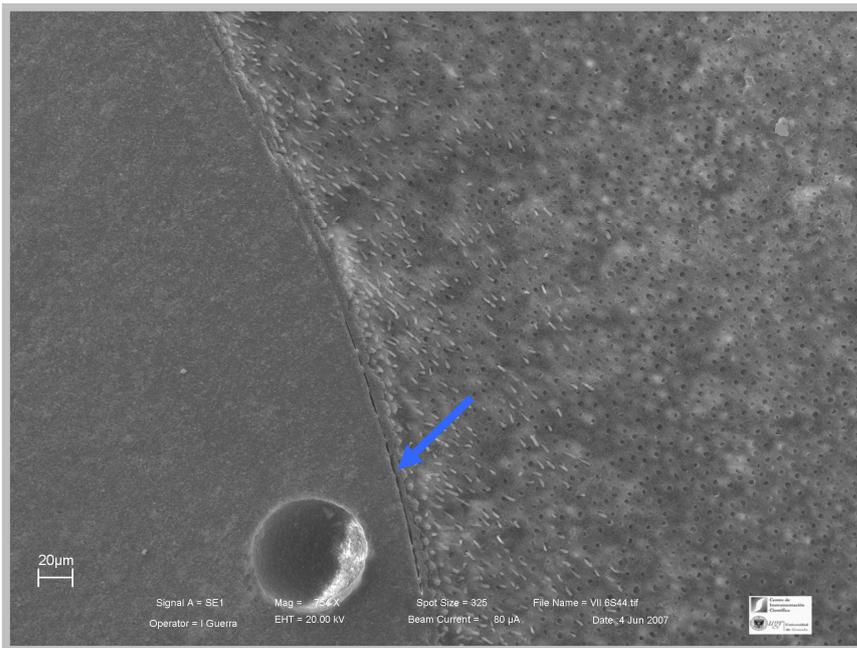


Fig.V.D.1.-8- Clase II – Grupo B
Excite® DSC + Variolink II superficial – Fractura tipo 2 – interfase adhesiva cemento/dentina
Presencia de *tags* en la capa híbrida, dispuestos de una manera continua, junto a la interfase adhesiva y con una burbuja en el cementado, que probablemente fue la origen de la causa del fallo.

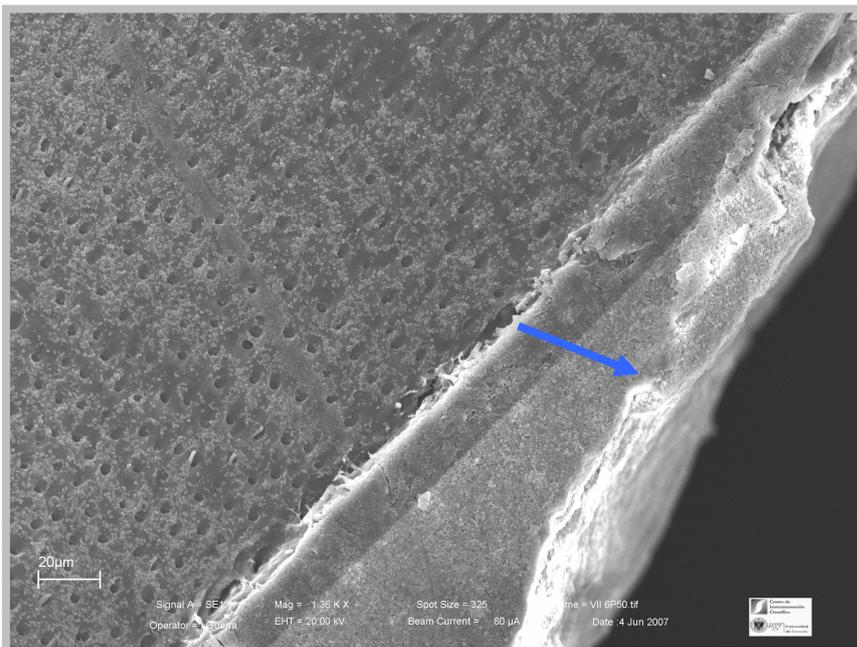


Fig.V.D.1.-9- Clase II – Grupo B
Excite® DSC + Variolink II profunda – Fractura tipo 5 – Cohesiva de cerámica
Presencia de fractura cohesiva, al corte, con probable asociación a la silanización de la cerámica.

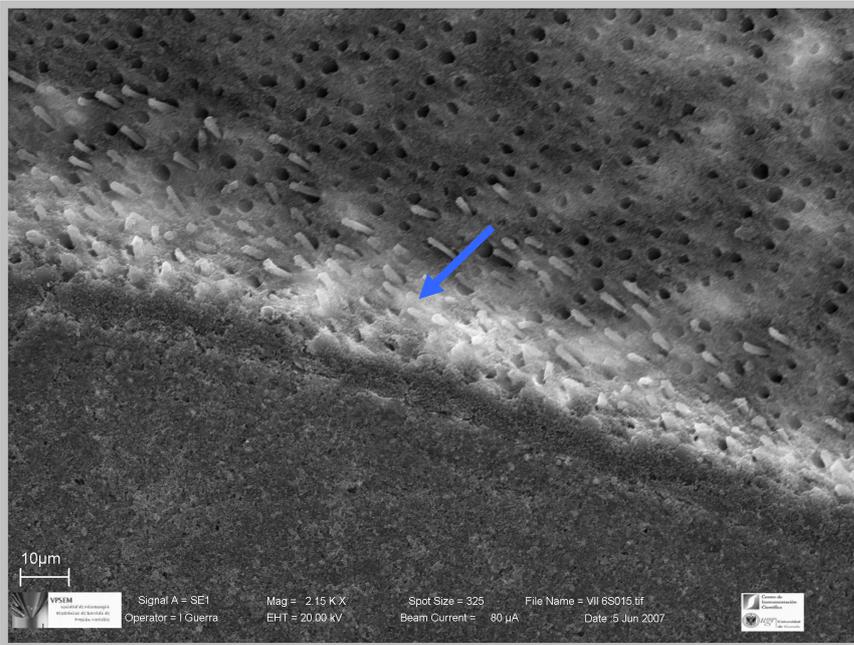


Fig.V.D.1.-10- Clase II – Grupo B

Excite® DSC + Variolink II superficial – Fractura tipo 4 – interfase adhesiva cemento/cerámica
Presencia de tags en la Capa hibrida, dispuestos de una manera continua, demostrando una buena unión entre el diente y el cemento y retención micro mecánica del adhesivo. Los tubulos están perpendiculares en la interfase. La fractura ocurrió entre la interfase cemento/cerámica.

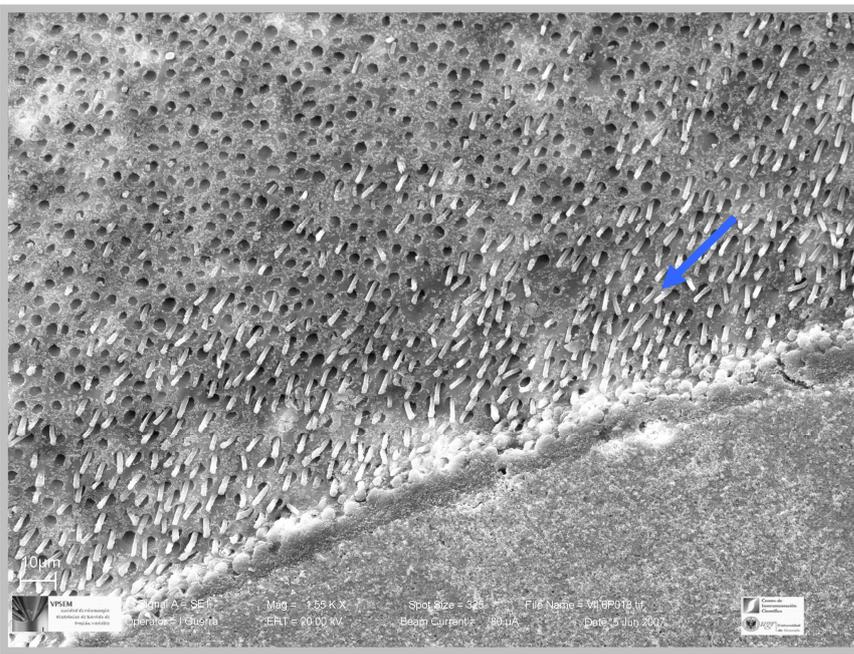


Fig.V.D.1.-11- Clase II – Grupo B

Excite® DSC + Variolink II profunda – Fractura tipo 4 - interfase adhesiva cemento/cerámica
Presencia de tags en la Capa hibrida, demostrando una buena unión entre el diente y el cemento con una retención micro mecánica del adhesivo. Próximo al cemento la densidad de tags es muy intensa pero va disminuyendo conforme se aleja de la interfase.

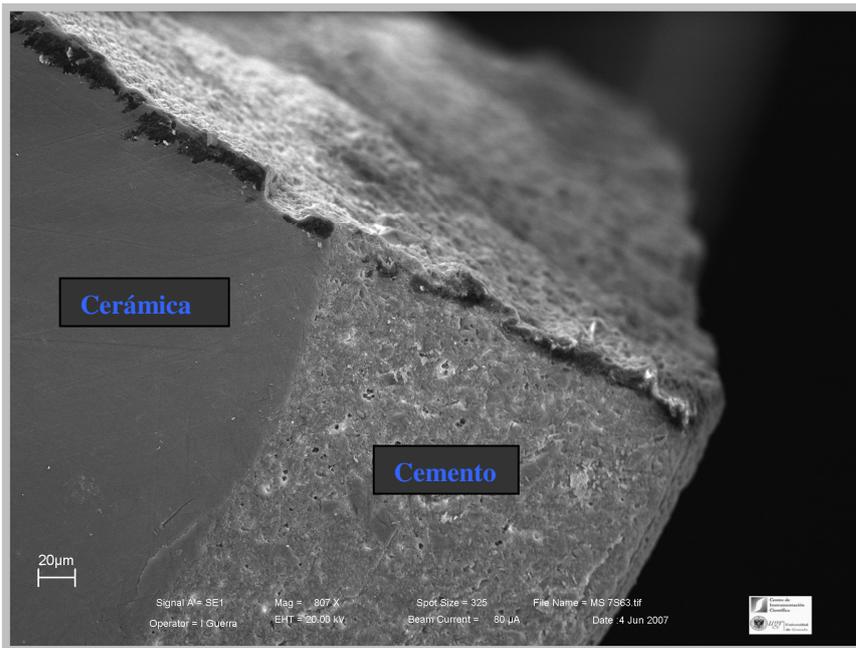


Fig.V.D.1.-12- Clase II – Grupo B
Multilink® Sprint superficial– Fractura tipo 2 – Interfase adhesiva cemento/dentina
 Se puede observar como el cementado tiene una buena unión a la cerámica.

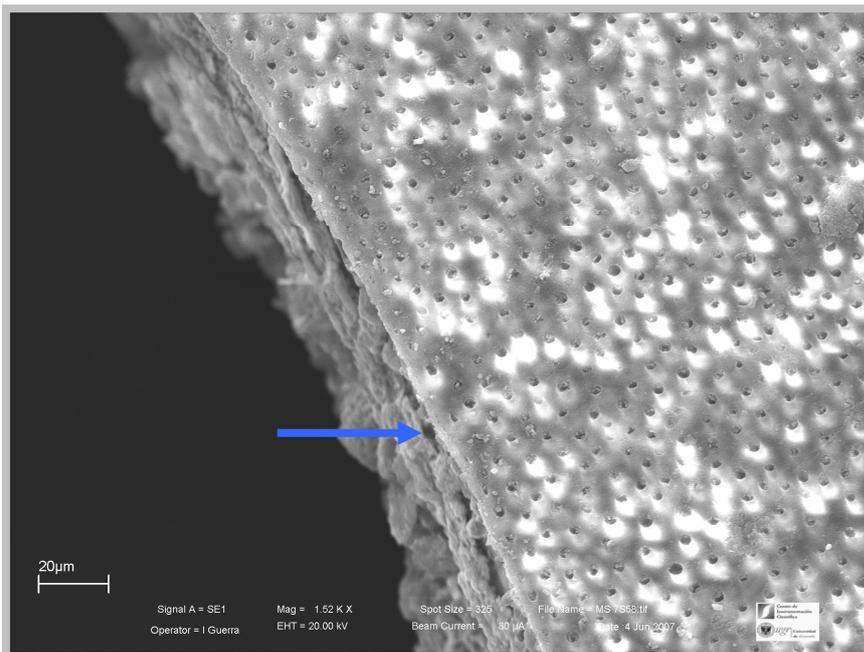


Fig.V.D.1.-13- Clase II – Grupo B
Multilink® Sprint superficial– Fractura tipo 2 – Interfase Adhesiva cemento/dentina
 La retención micro mecánica del adhesivo y dentina. Se observaron los tubulos perpendiculares a la interfase. Próximo a la interfase se observa una disminución del diámetro de los tubulos y su sellamiento por resina.

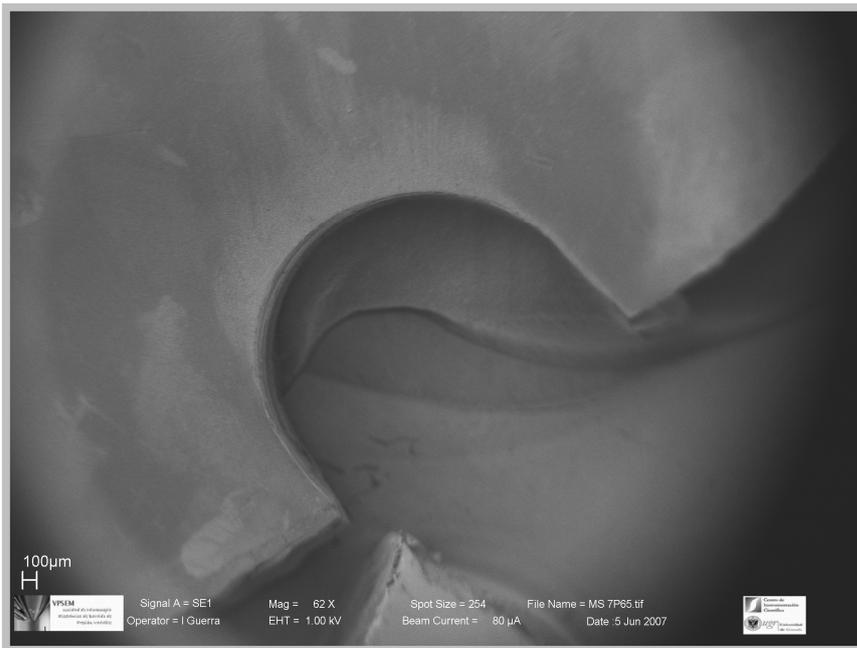


Fig.V.D.1.-14- Clase II – Grupo B
Multilink® Sprint profunda– Fractura tipo 2 – Interfase adhesiva cemento/dentina
Un aspecto de la cavidad, donde el cemento se quedó junto del inlay.

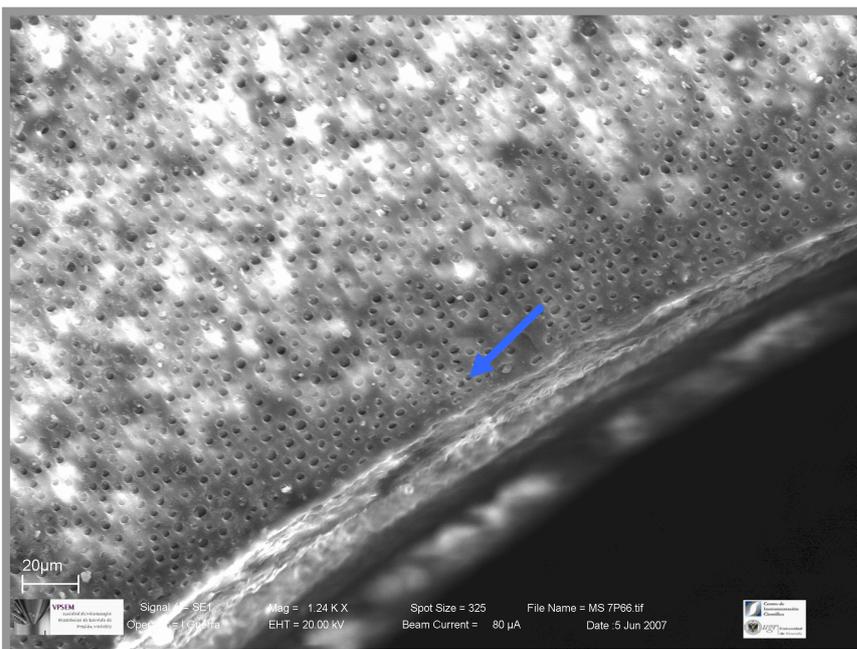


Fig.V.D.1.-15- Clase II – Grupo B
Multilink® Sprint profunda– Fractura tipo 2 – Interfase adhesiva cemento/dentina
Se puede observar el diámetro de los tubulos disminuido y la infiltración del cemento y su sellamiento.

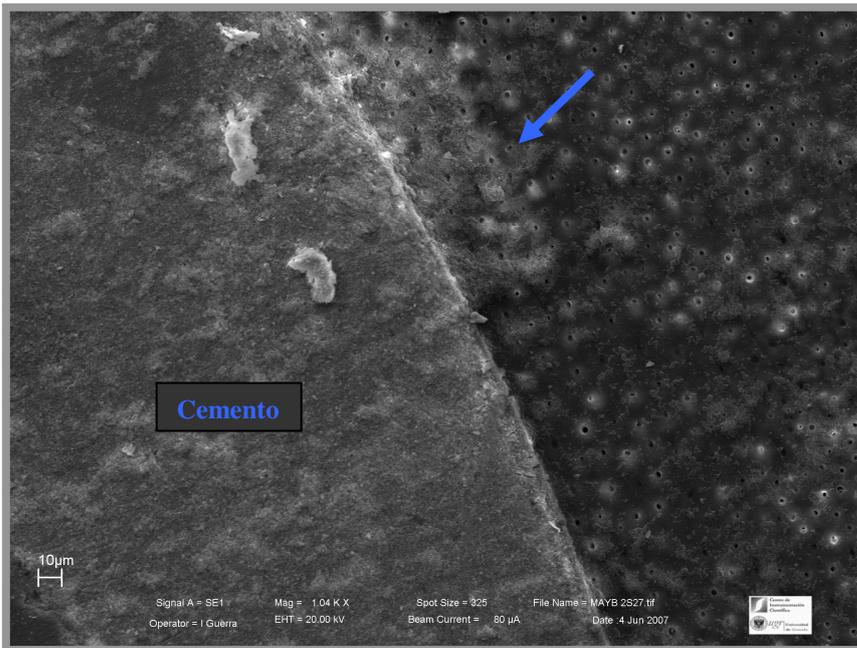


Fig.V.D.1-16- Clase II – Grupo B

Multilink® Automix Primer A y B (MLA) superficial – Fractura que ocurrió en la Interfase adhesiva cemento/cerámica. Se observa la formación de una capa híbrida no uniforme y con recubrimiento parcial de los tubulos dentinarios.

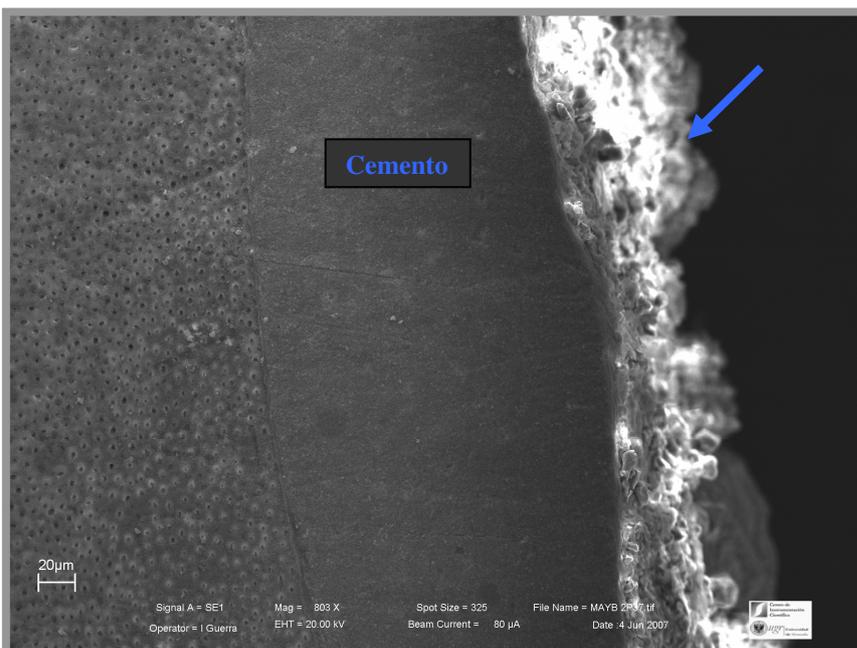


Fig.V.D.1.-17- Clase II – Grupo B

Multilink® Automix Primer A y B (MLA) profunda – Fractura que ocurrió en la Interfase adhesiva cemento/cerámica.

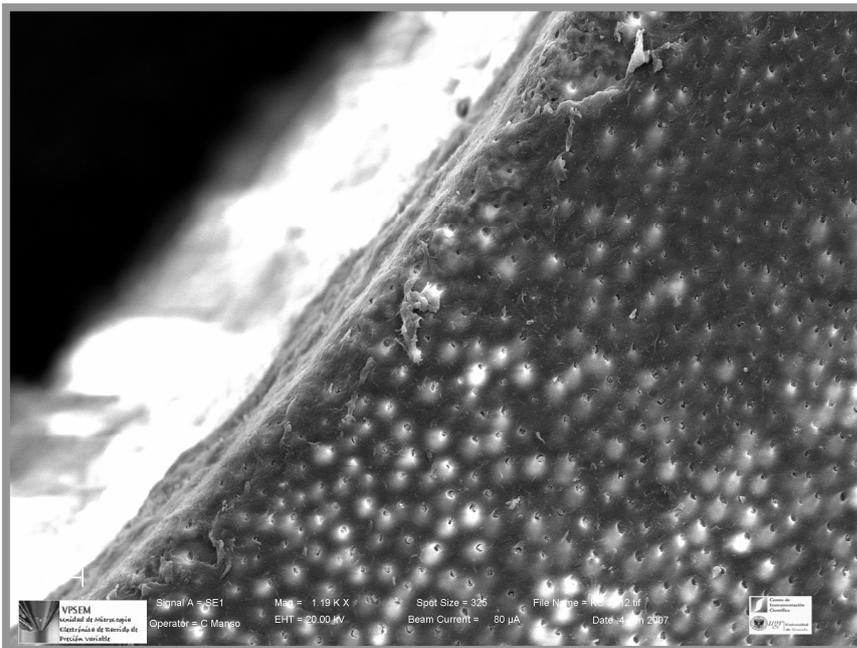


Fig.V.D.1.-18- Clase II – Grupo B
Ketac Cem™ Aplicap – superficial – La fractura ha ocurrido en la Interfase Adhesiva cemento/dentina. Se observan los tubulos perpendiculares a la interfase y los smear plugs.

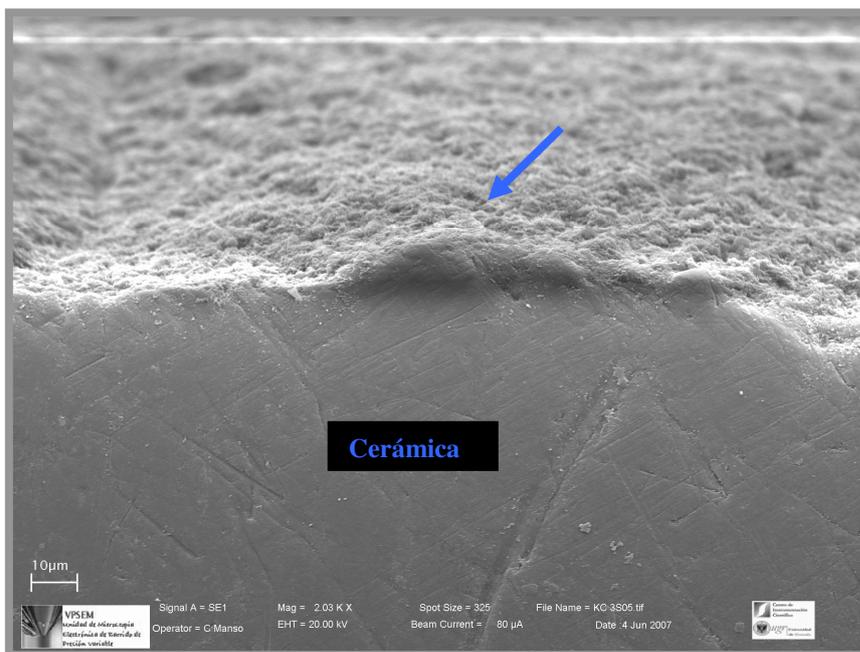


Fig.V.D.1.-19- Clase II – Grupo B
Ketac Cem™ Aplicap - superficial – Fractura tipo 4 – Interfase Adhesiva cemento/cerámica
Se observa la débil unión de este cemento a la cerámica de disilicato de litio, donde la cerámica tuvo un pre-tratamiento con Ác. Fluorídrico al 5% y seguidamente fue silanizada.

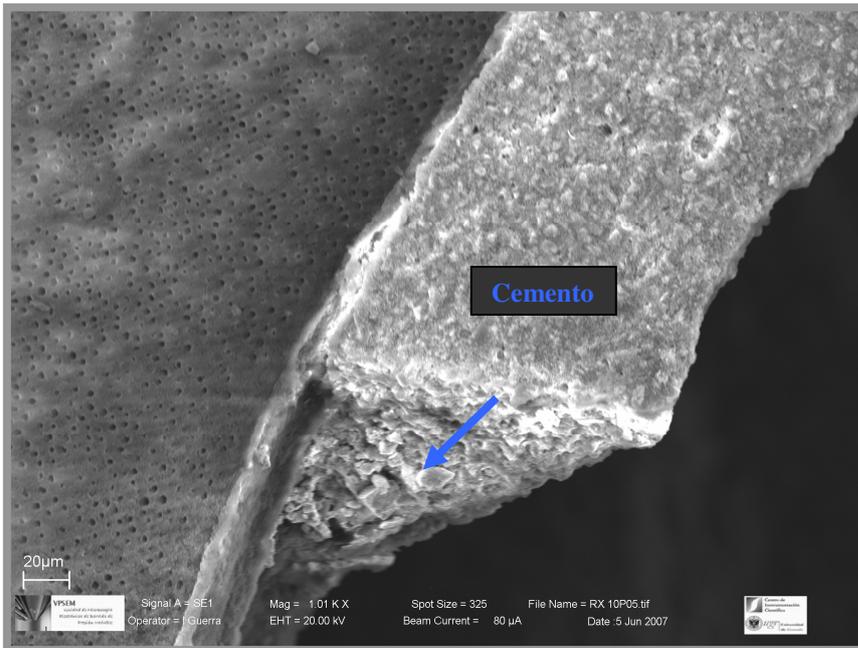


Fig.V.D.1.-20- Clase II – Grupo B
Rely X™ Unicem Aplicap™ – profunda - Fractura tipo 3 – Cohesiva del cemento
 Observamos la superficie interior del cementado, donde el cemento se ha fracturado al medio.

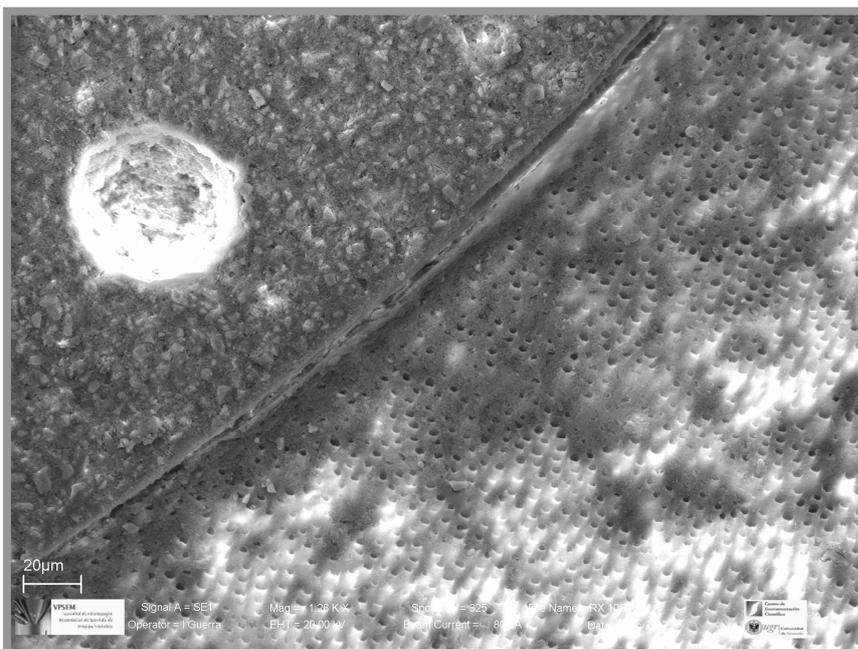


Fig.V.D.1.-20- Clase II – Grupo B
Rely X™ Unicem Aplicap™ – superficial - Fractura tipo 2 – Adhesiva de la interfase cemento/dentina. Observamos la línea de la fractura, con una burbuja en el cementado y los tubulos, junto a la fractura, infiltrados con el cemento.

VI. DISCUSIÓN

A. METODOLOGÍA Y RESISTENCIA ADHESIVA

Las restauraciones indirectas en comparación con las restauraciones directas, aportan ventajas como una mejor adaptación marginal y forma anatómica, así como una mayor resistencia al uso y un mejor control de la polimerización (Hanning M y cols., 1991; Mehl A y cols., 1996). Las restauraciones estéticas directas con resina compuesta llevan asociado el problema de la contracción de la polimerización, lo que hace que las restauraciones estéticas con técnica indirecta estén ganando protagonismo en la práctica clínica (Dietschi D y cols., 1994).

En este estudio hemos realizado inlays cerámicos sabiendo que la resistencia de las restauraciones de composite no cumple todos los requisitos clínicos (Kienanen P, 2005) y que las cerámicas dentales tienen las propiedades de translucidez, estabilidad química, fluorescencia, biocompatibilidad, alta resistencia a la compresión y coeficiente de expansión térmica similar a la estructura dentaria, y que estas propiedades hacen que las cerámicas tengan capacidad para mimetizar con el esmalte humano (Soares C y cols., 2005).

Hay poca información en la literatura con respecto a la resistencia adhesiva al diente de restauraciones indirectas complejas usando distintos adhesivos (Hikita K y cols., 2007). Un problema en discusión hoy día es la estabilidad de la interfase adhesiva con el tiempo, con especial referencia a la influencia regional o a la fatiga de las interfases adhesivas entre las paredes laterales de las restauraciones complejas (Sano H y cols., 1994). Para estudiar estos factores es necesario tener en cuenta el control del área adhesiva (Sano H y cols., 1994; Escribano N y cols., 2003, 2006; Cavalcante L y cols., 2006). En nuestro estudio hemos desarrollado un dispositivo especial que controla digitalmente el área tallada en cavidades simples o complejas, estandarizando todas las cavidades y todos los inlays.

La dentina es una estructura compleja biológicamente. Los componentes estructurales de la dentina pueden directamente afectar a las fuerzas de adhesión, como a la permeabilidad dentinaria y al fluido pulpar, así como las modificaciones que la dentina sufre como consecuencia de la esclerosis y la caries (Marshall y cols., 1997). Además, la infiltración de los adhesivos dentro de la dentina está influenciado por diferencias regionales (Marshall y cols., 1997).

Se utilizaron dientes molares humanos, libres de caries, restauraciones y fracturas, las coronas fueron removidas a nivel de la unión amelo-cementaria con un disco de diamante Horico, conforme preconizan: Foxtan R y cols., 2003; Yoshiyama M y cols., 1996; Li Z y cols., 1999; Chandra N y cols., 2001; Gaston B y cols., 2001; Pest L y cols., 2002; Maurício P y cols., 2007).

Algunos autores han demostrado que no hay diferencias estadísticas en el tiempo transcurrido entre la extracción de los dientes y los tests de resistencia adhesiva con μ TBS (Burrow M y cols., 1994; Miranda W y cols., 2005) y ni alteraciones en la permeabilidad dentinaria (Ozok A y cols., 2002). Nosotros utilizamos dientes con menos de seis meses de almacenamiento post extracción al igual que otros autores (Hebling J y cols., 2007).

Hay escasos estudios *in vivo* e *in vitro*, que comparen el comportamiento de los adhesivos dentinarios manteniendo la presión intrapulpar. Hebling J y cols., 2007, realizaron un estudio comparativo de la resistencia adhesiva *in vivo* y *in vitro* mediante tests de μ TBS, y concluyeron que los resultados de los estudios *in Vitro* están sobrevalorados, principalmente para los con técnica de aplicación sensible como los adhesivos de grabado total. Este hecho se puede correlacionar con la dificultad de trabajar bajo las condiciones clínicas existentes en la cavidad oral y se puede concluir que más estudios son necesarios para evaluar este fenómeno.

Hemos simulado una presión intra-pulpar de 15 mm/Hg de agua (De Haro y cols., 1998) y así fueron perfundidos todos los dientes. Este valor fue equivalente a una reducción del 40% de la presión fisiológica, teniendo en cuenta el efecto de la anestesia con vasoconstrictor, y es inferior al valor empleado por Mitchem J y cols., (1998) que no tuvieron en cuenta el efecto vasoconstrictor de la anestesia. Todos los dientes fueron incluidos en una resina autopolimerizable de baja temperatura de polimerización (inferior a 37°C) para no dañar los tejidos dentales.

De manera general, sabemos que el uso de presión pulpar simulada ocasiona una disminución de los valores de resistencia adhesiva y compartimos la idea con Prati C (1991) y Tagami J (1990) de que el fluido dentinario tiene un efecto negativo en los procesos de adhesión, afectando de forma adversa al fraguado de los sistemas de adhesión dentinaria y ocasionando el retraso de la polimerización.

Hebling J y cols., (2007) piensan que el efecto de la presión intrapulpar en la resistencia adhesiva parece ser más adhesivo-dependiente que las características morfológicas de la dentina en relación a su profundidad. Hashimoto y cols., (2004), estudiaron el efecto de los movimientos y de la penetración del agua, antes y después de que la interfase adhesiva resina-dentina se quedara sellada usando adhesivos de grabado total y adhesivos de autograbado, y concluyeron que durante los procedimientos adhesivos el aire induce una salida de fluidos durante la evaporación del solvente, mientras que la foto-activación del adhesivo produce una mayor entrada de fluidos en la dentina, que se repite de nuevo cuando se aplica la resina compuesta. No obstante, todos estos movimientos de fluidos condicionan la aparición de nanofiltración y la formación de espacios con agua (Hashimoto M y cols., 2004).

Hemos encontrado diferencias significativas entre los valores de resistencia adhesiva a la dentina superficial y profunda cuando hemos usado un sistema dual de grabado total o sistemas dual de autograbado (ambos en el modo de foto-activación), con valores de resistencia adhesiva significativamente mayores para la dentina profunda, al contrario de otros autores que encontraron valores más bajos en dentina profunda (Pereira P y cols., 1999; Yoshikawa T y cols., 1999; Giannini M y cols., 2001; Sattabanasuk V y cols., 2004). Pero, no hemos encontrado diferencias estadísticas significativas entre dentina superficial y profunda cuando usamos un sistema dual de autograbado con el modo de auto-curado. Los resultados de nuestro estudio con respecto a la resistencia adhesiva y al modo de polimerización, podemos atribuirlos a dos factores: un es adhesivo-dependiente y otro es substrato-dependiente y ambos relacionados con la velocidad de conversión del composite por acción de la luz (Caughman W y cols., 2001), haciendo que el retraso en la polimerización de los cementados adhesivos, sea minimizado por foto-activación.

En el caso del ionómero de vidrio empleado en nuestro estudio, que únicamente tiene un curado química, hemos encontrado los valores más bajos de resistencia adhesiva, pero con diferencias estadísticas significativas entre clase I y clase II cuando comparamos dentina superficial y profunda. Este hecho se puede explicar debido a su bajo pH, al efecto del fluido dentinario y a la solubilidad de los sales de calcio formadas en la superficie de la hidroxapatita, o sea, cuanto más solubles sean las sales de calcio al ácido del ionómero, peor adhesión se logra al substrato (Van Meerbeek B y cols., 2003).

Se realizaron cavidades oclusales y ocluso-proximales en molares bajo presión intrapulpar con una técnica estándar y sus correspondientes inlays cerámicos, con la finalidad de estandarizar la metodología utilizada que nos permitiera realizar estudios “in vitro” comparativos a posteriori. La falta de estandarización de los tests hace imposible comparar resultados realizados con diferentes metodologías como *micro Tensile Bond Strength* (μ TBS) y *Shear Bond Strength* (SBS) (Cavalcante L y cols., 2006). Se diseñó un dispositivo especial que nos permitió el tallado de cavidades estandarizadas y controladas digitalmente, tanto en clase I como en clase II, para que todas las cavidades e inlays tuviesen la misma profundidad y anchura. Este es un factor muy importante, no solo para la estandarización de la técnica, sino también para el control de la área de adhesión, (Sano H y cols., 1994; Escribano N y cols., 2003, 2006; Cavalcante L y cols., 2006).

El test de Push-out fue introducido en la investigación odontológica por Roydhouse 1970 y posteriormente ha sido utilizado por muchos otros autores (Kimura N y cols., 1985; Haller B 1991; Watanabe I 1994; Patierno J 1996; Frankenberger R 1999; Pest L y cols., 2002; Felix S y cols., 2007 y Mauricio P y cols., 2007). El test de Push-out es un test de SBS, que caracteriza el comportamiento interfacial en las matrices composites. En este trabajo se estudio la resistencia adhesiva con Push-out, así como el tipo de fractura producida simulando las condiciones clínicas (Perdigão J, 2006). La técnica de push-out ofrece algunas ventajas sobre la técnica más popular de la microtracción (μ TBS). La microtracción no nos permite evaluar valores bajos, porque durante el proceso de corte los especimens se fracturan al presentar áreas muy pequeñas a evaluar. Además, requiere que los extremos a ser tensionados se encuentren unidos por la interfase a evaluar y este requerimiento libera las tensiones existentes en las interfases (Ozok A, 2003 y Loguercio A, 2004).

La técnica de push-out, además no modifica las condiciones adversas de polimerización que ocurren dentro de la cavidad y que van a influir de forma decisiva en los valores de resistencia adhesiva. Los discos utilizados para esta técnica contienen cerámica / adhesivo / dentina para clase I y cerámica / adhesivo / dentina y esmalte para clase II, con su área íntegra y donde la polimerización de los cementos en contacto con las paredes laterales ha generado estrés en las interfases del cemento. Cekic I y cols., (2007) han atribuido las variaciones en la desviación estándar a las variaciones entre la relación esmalte/dentina y este factor puede justificar las variaciones en la desviación estándar que hemos obtenido en cavidades de clase II. De esta forma cada disco contenía un fragmento de cerámica adherido con forma de cono truncado lo que evitaba que la fricción pudiera sobrevalorar la resistencia adhesiva (Chandra N 2001), cosa que ocurre cuando se usan secciones cilíndricas que generan fricción con las paredes cavitarias durante el ensayo (Wakefield C 1998; Patierno J 1996).

Aplicamos una carga constante a una velocidad de 1mm/m en la máquina Ibertest 500. Otros autores aplicaron otras velocidades (Cheylan J 2002; Hara A. 2001). Hara A. 2001, evaluarón diferentes velocidades de travesaño y concluyeron que existe relación entre los valores de resistencia adhesiva con el modo de fallo y que a mayor velocidad menor es la precisión de las medidas.

Se han usado diferentes espesores de rodajas para realizar el test push out dentinarios (Wakefield C 1998, 3 mm; Cheylan J 2002, 2.2mm; Felix S 2007, 1,5 mm; Cekic I y 2007, 3.5 mm), en este trabajo hemos utilizado rodajas de 1mm para poder testar la influencia regional y para facilitar el cálculo de área adhesiva.

Sahar E Abo-Hamar y cols., (2005), han comprobado que el uso de cementados temporales con o sin eugenol no alteran las propiedades adhesivas de las restauraciones cerámicas cuando estos cementos son retirados con un excavador. Por este motivo, después de hacer las cavidades y de tomar la impresión, colocamos una obturación provisional con Cavit™ W durante 48 horas mientras los inlays cerámicos eran realizados, y a semejanza de lo que acontece en situaciones clínicas, los dientes se mantuvieron con el dispositivo de presión pulpar simulada en una estufa a 37°C como realizó Frankenberger R y cols., (2008) en su estudio.

Hay autores que refieren que cuando no se toma en cuenta la geometría de la cavidad los valores de resistencia adhesiva están sobrevalorados en un 20% (Bouillaguet S y cols., 2001). En nuestro estudio hemos tenido en cuenta las cavidades en el diente completo (Ozturk N 2003; Hebling J y cols., 2007; Felix S y cols., 2007; Frankenberger R 2008) al contrario de otros autores que hicieron sus restauraciones en superficies planas (Cheylan J y cols., 2002; Stewart G y cols., 2002; Bin Yang y cols., 2006; Kienanen P, 2005; Goracci C y cols., 2006; Escribano N 2006; Hikita K y cols., 2007; Holderegger C y cols., 2008).

Cuando una resina compuesta polimeriza en un espacio reducido origina estrés (Romão W y cols., 2004), se ha demostrado que la magnitud del estrés está directamente relacionado con la relación existente entre la superficie adherida /no adherida, lo que se ha denominado como “factor de configuración” o factor C (Feilzer A, de Gee A y Davidson C, 1987). Haller B y cols., (1991) han informado una reducción de la resistencia adhesiva a la dentina en algunos sistemas adhesivos cuando son usados en cavidades complejas (3D), en comparación con restauraciones realizadas sobre superficies planas. Bouillaguet S y cols., 2003 encontraron resultados de microtensión (μ TBS) significativamente más elevados con un bajo factor C, mientras que los valores fueron más bajos con un alto factor-C (Armstrong S y cols., 2001; Bouillaguet S y cols., 2001; Yoshikawa T y cols., 2001). El stress de contracción que generan las resinas compuestas de cementado durante su polimerización en un espacio tan restringido como es la grieta marginal, es muy elevado y probablemente supere la fuerza de resistencia adhesiva entre el substrato dentario y el cemento de resina (Feilzer A, de Gee A y Davidson C, 1989). En nuestro estudio, en las cavidades de clase II, que tenían un factor C más bajo (C= 2,36) que las cavidades de clase I (C= 6,59), obtuvimos valores de resistencia adhesiva más altos aunque sin significación estadística, coincidiendo en este sentido con Feilzer A, de Gee A y Davidson C, 1987).

En general, la fuerza de adhesión depende de la energía superficial y de la humectabilidad del adherente por el adhesivo. La adhesión entre las cerámicas dentales

y resinas compuestas incluye una interacción físico-química a través de la interfase adhesivo/cerámica. El grabado ácido y la silanización de cerámica de disilicato de litio es crucial para una buena adhesión, sea cual sea el cemento usado. Así, fueron grabadas y silanizadas todas las superficies cerámicas, antes de su cementación coincidiendo con la literatura (Proença J y cols., 2006; Cekic I y cols., 2007).

El espacio reservado para el cemento adhesivo debe ser el mínimo posible para que la restauración se pueda adaptar bien y al mismo tiempo la exposición del material a los fluidos orales sea mínima (De la Macorra J y cols., 2002). Kramer N y cols., (2000); Molin M y cols., (1996) han informado que un espacio de 50-100 μm parece ser lo más apropiado. Wassell R y cols., (1998) han demostrado que para las restauraciones con cementados adhesivos no hay diferencias significativas cuando estas tienen un valor medio de 75 μm . Otros autores han informado otros valores entre 152 μm y 10 μm , dependiendo del material (Pameijer C y cols., 1996; Van Meerbeek B, 1994). Ferrari M y cols. (2003), han estudiado un adhesivo dual (Variolink II con excite DSC) mencionando unos valores de 30-110 μm . Se utilizó un espaciador y se aplicaron 3 capas en el positivado, correspondiente +/- 60 μm , aunque nosotros no evaluamos con SEM el espesor de la película del film.

El esmalte es un tejido que presenta vías de difusión que están ocupadas por materia orgánica y agua. La presencia de fluido intrapulpar en la dentina vital es un factor de crucial importancia que influye en la resistencia adhesiva a la dentina (Sengun A 2003). Sengun A, no encontró diferencias estadísticas en la resistencia adhesiva al esmalte y a la dentina en dientes sin presión intrapulpar. Aunque, en dientes con presión pulpar encontró diferencias significativas con valores de 20.40 ± 4.19 MPa para el esmalte y 5.64 ± 3.29 MPa para la dentina con un adhesivo autograbador. Otros autores no han encontrado diferencias entre la adhesión a esmalte húmedo o seco con algunos adhesivos dentinarios (Wakefield C y cols., 1996; Iwami y cols., 1998).

Se perfundieron los dientes intentando reproducir las condiciones clínicas en que son tallados y restaurados los dientes vivos y de una manera general, no obtuvimos valores de resistencia adhesiva estadísticamente significativos en cavidades sin esmalte (cavidades de clase I) y en cavidades con esmalte (cavidades clase II). La presencia de fluido en el esmalte y sus efectos sobre la resistencia adhesiva deben ser bien estudiados pero todavía, no sabemos cual es la mejor forma de poder simular las condiciones clínicas en el laboratorio y así poder predecir el comportamiento de las restauraciones en boca (Armstrong S y cols., 2001).

Nosotros no hemos encontrado diferencias estadísticas entre la resistencia adhesiva en clase I y en clase II en el grupo de Excite® DSC + Variolink II, Multilink® Sprint y RelyX™ Unicem Aplicap™, y por eso nos parece que la orientación de los túbulos no es un factor aislado y determinante en la resistencia adhesiva. Pero pensamos que el diámetro de los túbulos así como su densidad pueden ser un factor importante porque hemos encontrado diferencias significativas entre dentina superficial y profunda. Efectivamente no sabemos actualmente como se comporta la dentina, si de una manera isotrópica o anisotrópica (Kinney J y cols., 1999; Huo B y Zheng Q 1999).

Kinney J y cols., (1999) crearon un modelo teórico para estudiar la dentina humana con una matrix homogénea e isotrópica y han concluido que la orientación de los túbulos dentinarios no tenía ningún efecto apreciable sobre el comportamiento elástico de la

dentina humana. Ellos han medido el módulo de elasticidad de la dentina peritubular en 30 GPa y de la dentina intertubular de 15 GPa. Existen autores que han reconocido que la presencia de los tubulos dentinarios pueden influenciar las propiedades mecánicas de los tejidos dentales, como la fuerza de la resistencia adhesiva de una restauración (Phrukkanon S y cols., 1999; Ogata M y cols., 2001).

La dentina peritubular rodea a los túbulos y se caracteriza por un alto contenido mineral (Mjor I y Fejerskov O, 1986) mientras que la dentina intertubular contiene mucho más colágeno y está menos mineralizada. Huo B y Zheng Q (1999, 2005) desarrollaron un modelo teórico para estudiar el módulo de elasticidad de la dentina peritubular e intertubular, considerando que la dentina humana tenía un comportamiento anisotrópico y no homogéneo, y defienden que este es un modelo que refleja la naturaleza física de la dentina. Algunos estudios muestran que el módulo de elasticidad y dureza de la dentina peritubular no varía con la profundidad, en cambio, la dureza de la dentina intertubular en la unión amelo-dentinaria es mayor que en la zona cerca de la pulpa (Kinney y cols., 1999; Marshall y cols., 2001). Más estudios son necesarios a cerca de la dirección de los túbulos y su correspondiente módulo de elasticidad (Hou B y cols., 2005).

Hemos encontrado valores más elevados de resistencia adhesiva en dentina profunda que en dentina superficial, prácticamente con todos los cementos y esto no está en concordancia con la mayoría de los estudios (Oilo G y cols., 1990; Wakefield C y cols., 1998; Shono Y y cols., 1999; Takahashi A y cols., 2002; Bin Yang y cols., 2006).

Los adhesivos de grabado total eliminan el barrillo dentinario abriendo los túbulos dentinarios y exponiendo la matriz de hidroxiapatita y colágeno y por capilaridad originan la infiltración de resina produciendo los “tags”, que debido a la anchura y forma de los túbulos crean una combinación de resina y de lámina limitante que cubre la pared tubular (Tittley K y cols., 1995) después de su polimerización. Los adhesivos de autograbado transforman e incluyen el barrillo dentinario en la capa híbrida, produciendo un complejo híbrido, donde los “tags” son más cortos y de menor diámetro que los obtenidos con los sistemas convencionales y las fibras de colágeno no están totalmente desprovistas de la hidroxiapatita que las cubre. Van Meerbeek B y cols., (2007) han afirmado que los recientes adhesivos de autograbado con un pH relativamente alto, no exponen completamente las fibras de colágeno y adicionalmente se pueden conseguir uniones iónicas entre los monómeros ácidos y el calcio de la hidroxiapatita (Yoshida I y cols., 2004), explicando el buen comportamiento clínico de algunos de estos adhesivos (Pneumans M y cols., 2005)

La hidrofilia de los adhesivos dentinario es fundamental para reducir su ángulo de contacto con la superficie y en consecuencia tener una buena humectabilidad, además necesitan una buena difusión, penetración y polimerización (Van Meerbeek B y cols., 2007), para obtener una buena adhesión. No obstante, el agua que contienen en su formulación los adhesivos y por otro lado el agua existente en los túbulos dentinales y en los espacios interfibrilares puede no ser completamente removida y interferir en la adhesión (Pashley E y cols., 1998), (Chersoni S y cols., 2004).

Hashimoto M y cols., (2004), afirman que el movimiento de fluido a través del adhesivo, está más reducido en los sistemas adhesivos de autograbado que en los sistemas adhesivos de grabado total, explicando que este hecho se debe a la presencia de agua en los espacios interfibrilares que probablemente diluyen e interfieren con la

infiltración de la resina en los sistemas de grabado total (técnica más sensible). Este proceso es diferente en los sistemas de autograbado, que no necesitan el paso del lavado con agua. En nuestro trabajo, la resistencia adhesiva de inlays cerámicos oclusales, los sistemas de autograbado han obtenido valores similares a los sistemas que necesitan el grabado previo (Cekic I y cols., 2007).

Creemos que la adhesión tiene una clara influencia histológica regional, independiente de la remoción del barrillo dentinario o de su modificación, eso puede explicar porque no hemos encontrado diferencias significativas entre el grupo Excite® DSC + Variolink II, el grupo de Multilink® Sprint y el grupo de RelyX™ Unicem Aplicap™ (un adhesivo de grabado total y dos adhesivos de autograbado) y todos ellos tuvieron un comportamiento similar con valores mayores en dentina profunda que en dentina superficial. En cambio, creemos que la adhesión es un fenómeno adhesivo-dependiente, ya que cuando utilizamos un adhesivo dual de grabado total solo químicamente activado, con una reacción química gradual y lenta no obtenemos diferencias estadísticas entre la dentina superficial y profunda. Nos quedamos así con la idea que la adhesión es un fenómeno substrato-adhesivo-dependiente.

No obstante, creemos que la velocidad de conversión de los composites cuando se fotopolimerizan (Caughman y cols., 2001) parece tener un papel fundamental en los cementos de resina, haciendo que el fenómeno de la adhesión pueda ser visto de un punto de vista adhesivo-substrato-dependiente.

El tallado cavitario con fresas alta velocidad, puede originar un barrillo dentinario de diferentes grosores y influir en su calidad (Ogata y cols., 2002; Tay F y Pashley D 2001), mientras que el barrillo dentinario que proviene del papel abrasivo, utilizado frecuentemente en los laboratorios, (Oilo G y cols., 1990; Bouillaguet S y cols., 2001; Cagidiaco M y cols., 1997; Kanka J 1995) es un barrillo fino. El tratamiento del barrillo dentinario es un factor importante y los valores de la resistencia adhesiva van a depender de si el sistema adhesivo utilizado lo elimina o lo preserva (Oilo G y cols., 1990). Otros estudios han demostrado que la presión pulpar tiene tendencia a disminuir la fuerza de adhesión a la dentina después de la remoción del barrillo dentinario (Mitchem y Gronas, 1991; Prati C y cols., 1991a; Prati C y Pashley D, 1992).

No encontramos diferencias estadísticas significativas entre los inlays de clase I y clase II cuando se usó Excite® DSC + Variolink® II fotoactivado que es un adhesivo de tres pasos que elimina el barrillo dentinario y los cementos de autograbado (Multilink® Sprint; RelyX™ Unicem Aplicap™), también fotoactivados, que son adhesivos de un solo paso que preservan el barrillo dentinario, además los valores de resistencia adhesiva en estos cementos fueron elevados. En cambio, con valores mucho más bajos de resistencia adhesiva, se encontraron diferencias estadísticas entre los adhesivos de un solo paso que preservan el barrillo dentinario: para el Multilink® Automix Primer A y B (cementado de autograbado solo químicamente activado) en la dentina superficial y en el Ketac Cem Aplicap (grupo del ionómero de vidrio) en la superficial y profunda. Por lo que no estamos de acuerdo con los resultados obtenidos por Mitchem y Gronas, 1991; Prati C y cols., 1991a; Prati C y Pashley D, 1992.

Jacobsen T and Soderholm K (1995) sugirieron que los adhesivos que contienen HEMA son más susceptibles a la contaminación con agua. El HEMA existente en los adhesivos no curados puede absorber agua y este fenómeno puede ocasionar la dilución

de los monómeros, ampliando la inhibición de la polimerización. La hidrólisis de HEMA podría verse acelerada por la salida de fluido a través de los túbulos dentinarios y este fluido podría bloquear físicamente las microporosidades en la resina, que de otro modo, hubiera penetrado (Prati C y cols., 1993); este hecho puede explicar porque tenemos diferencias significativas con Multilink® Automix Primer A y B en la dentina superficial, cuando comparamos los dos tipos de cavidad, debido a la presencia de tubos dentinarios que ocupan el 1% en la dentina superficial y pueden llegar hasta el 30% en dentina profunda (Garberoglio R 1976; Pashley D 1996).

No obstante, la resistencia adhesiva a la dentina de un cemento de resina de autograbado con un imprimador (Panavia F), parece estar afectado por cambios interfaciales inducidas por el agua y que ocurren debido a la permeabilidad del primer ácido, cuando el cementado no se ha fotopolimerizado (Goracci C y cols., 2006). No deberemos olvidar que HEMA está presente en el Primer A de Panavia F y que el primer A y B de Multilink automix también contiene una solución acuosa de iniciadores y HEMA, esto podría influir los resultados, en cambio con Excite® DSC + Variolink® II, al fotopolimerizar disminuimos la permeabilidad del adhesivo tanto en la zona superficial como en la profunda y esto podría explicar la ausencia de diferencias estadísticas entre la dentina superficial y profunda en cavidades de clase I y II.

Hikita K y cols., (2007), en su estudio han determinado que siguiendo una correcta aplicación de los materiales adhesivos y de la cementación adhesiva, existe una buena y similar eficacia adhesiva al esmalte y dentina para los materiales de autograbado (self-etch y self-adhesive) y grabado total (total-etch), pero en su estudio, todos los materiales utilizados fueron fotocurados. En nuestro estudio, con la excepción de Ketac Cem Aplicap, todos los cementos utilizados son de polimerización dual y hemos seguido las instrucciones del fabricante con una correcta aplicación de los materiales, pero solo hemos utilizado el modo de fotopolimerización para el grupo de Excite® DSC + Variolink II, Multilink® Sprint y RelyX™ Unicem Aplicap™, donde la polimerización de los cementos fue activada por luz y químicamente, llegando a la misma conclusión que Hikita K y cols.,(2007).

Variolink II es un sistema de cementación adhesivo convencional que requiere el pretratamiento de la cavidad mediante técnica de grabado total y como todos estos sistemas, llevan asociado el problema de ser una técnica sensible y este hecho se asocia a la probabilidad de no conseguir un sellado hermético (Escribano N y cols., 2006). Algunos estudios *in vitro* han demostrado el bajo potencial de auto-polimerización de Variolink II comparado con otros cementos de curado dual (Caughman W y cols., 2001 y Hofmann N y cols., 2001), lo que hace que Variolink II necesite de la fotopolimerización para obtener un adecuado curado, suficiente velocidad de conversión y buena resistencia adhesiva (Hikita K y cols., 2007). En nuestro estudio hemos obtenido valores de 13.18 ± 1.97 MPa a la dentina superficial y 25.34 ± 2.85 MPa a la dentina profunda para las cavidades de clase I; valores de 16.76 ± 6.47 MPa a la superficial y de 28.81 ± 6.61 MPa a la profunda, para las cavidades de clase, siendo estos resultados estadísticamente significativos.

Hemos estudiado la resistencia adhesiva de un nuevo adhesivo de autograbado, Multilink® Sprint – Ivoclar Vivadent. Según las instrucciones del fabricante este cemento no necesita de ningún pretratamiento. Por ser un material muy reciente no hemos encontrado trabajos con este sistema de cementación. Logramos valores de

resistencia adhesiva estadísticamente significativos para el cementado de RelyX™ Unicem: 11.16 ± 2.02 MPa a la superficial y 15.51 ± 3.04 MPa a la profunda, para Clase I el Grupo A; valores de 19.80 ± 7.71 MPa a la superficial y de 30.57 ± 8.35 MPa a la profunda, para la clase II el grupo B.

Proença J y cols., (2006) en un estudio de resistencia adhesiva de una cerámica de disilicato de litio, han encontrado valores de resistencia adhesiva (μ TBS) de 18.8 ± 3.5 MPa para RelyX™ Unicem en el modo de fotocurado y acondicionada con ácido fluorhídrico al 5%, pero ellos no usaron ningún sistema de presión pulpar simulada. Los valores de resistencia adhesiva a la dentina encontrados por Bin Yang y cols., (2006) han sido inferiores a los nuestros, con valores más altos a dentina superficial (8.2 ± 2.5 MPa) que a dentina profunda (5.7 ± 2.0 MPa), pero ellos colocaron el cemento con una presión de carga de 7.5 N (± 765 g) y en modo de químico-curado. Creemos que la fotopolimerización después de la fase inicial de autocurado es un factor muy importante para mejorar los valores de resistencia adhesiva.

Goracci C y cols., (2006) han informado que la resistencia adhesiva de RelyX™ Unicem depende de la presión aplicada durante el cementado, para una presión de cementación de 20g/mm^2 (presión media conseguida con los dedos) obtuvieron 6.8 ± 2.6 MPa y para 40g/mm^2 obtuvieron 14.5 ± 5.3 MPa. Concluyeron que es necesario una presión de cementado superior a la digital durante el periodo inicial de autocurado, aunque después de los primeros 5 min iniciales de autocurado, fotopolimerizaron durante 20s. En nuestro estudio hemos aplicado una presión digital en oclusal para los inlays de clase I y en proximal para los inlays de clase II, mantenida durante 5 min durante la fase de auto-curado y después hemos fotopolimerizado durante 20s en cada una de las caras de los inlays y de este modo, hemos obtenido valores más elevados de resistencia adhesiva.

En nuestro estudio hemos utilizamos cavidades geoméricamente complejas, a semejanza de las cavidades realizadas en clínicas para cementado de inlays, donde la extrusión del cemento por los márgenes es igual al que ocurre en el cementado clínico y diferente al cementado que habitualmente se realiza en los test de laboratorio sobre superficies planas donde el factor-C es mucho mas bajo.

Además Gerth H y cols., 2006, han recomendado utilizar RelyX™ Unicem siguiendo estrictamente las instrucciones del fabricante, que incluye la fotoactivación, de esta manera se produce una intensa interacción química con la hidroxiapatita y se mejoran sus características mecánicas, que parecen tener un importante papel en la clínica.

En el grupo de Multilink® Automix Primer A y B, que es una resina de autograbado con un imprimador, hemos utilizado la opción de curado-químico y eso puede explicar los valores bajos de resistencia adhesiva obtenidos. La no fotoactivación puede ocasionar una fase de separación entre sus componentes hidrofílicos y hidrofóbicos, resultando en un proceso de hidrólisis e inhibición de la polimerización. Este hecho puede ser combatido con el empleo de una capa adicional de una resina hidrofóbica fotopolimerizable que reduzca la permeabilidad de la capa adhesiva (Carvalho R y cols., 2004. Cuando los cementos de resina duales son fotopolimerizados, se incrementa la velocidad de conversión (Caughman W y cols., 2001) y se mejoran sus propiedades físicas y mecánicas (Braga R y cols., 2002; Tanoue N y cols., 2003) (Peters A y cols.,

1996; Shimura R y cols., 2005) esto hecho puede justificar por qué hemos obtenido valores significativamente más elevados con los cementos de curado dual fotoactivados.

Holdereger C. y cols., 2008 han realizado un estudio de resistencia adhesiva de cementos de resina a la dentina humana con SBS, en dos centros diferentes y han encontrado diferencias significativas para el grupo de Multilink® Automix Primer A y B, comparando los dos operadores. En su estudio Multilink® Automix Primer A y B, fue utilizado en el modo de curado químico al igual que nosotros pero con una fuerza de cementación de 4 N (\pm 408 gr) y han encontrados valores de resistencia adhesiva a la dentina diferentes en la Universidad de Zurich y en la Universidad de de Berne, por lo que creemos que el factor asociado al operador también es importante.

La presión de cementación mantenida durante el cementado de inlays puede causar el colapso de las fibras del colágeno desmineralizadas y eso puede afectar a la interfase adhesiva de una manera cohesiva (Paul S y cols., 1997).

Los valores más bajos se obtuvieron con el cemento de ionómero de vidrio Ketac Cem Aplicap, pero con diferencias estadísticas significativas cuando comparamos cavidades de clase I con clase II: 2.73(0.57) MPa a la superficial y 5.38(1.93) MPa a la profunda en clase I; 6.71(3.43) MPa a la superficial y 3.96(3.47) MPa a la profunda en clase II. Del punto de vista micromecánico los ionómeros de vidrio se unen al diente (Van Meerbeek B y cols., 1998b; 2001b; Tay F y cols., 2001; Yip H y cols., 2001) como un “mild” adhesivo de autograbado con la única diferencia que los ionómeros de vidrio actúan con moléculas de peso molecular muy elevado como los “policarboxyl-based” polimeros, mientras que los adhesivos de resina de autograbado tienen resinas monoméricas de bajo peso molecular y esto puede ser un factor importante, explicando los bajos valores obtenidos para el Ketac Cem Aplicap. Otra explicación para este resultado puede ser que la interfase ionómero de vidrio/cerámica de disilicato de litio es inestable y débil.

Teniendo en cuenta los resultados de nuestro trabajo aceptamos parcialmente la primera hipótesis ya que no hay diferencias a la resistencia adhesiva a las paredes laterales cavitarias de inlays cerámicos entre inlays de clase I y clase II, dependiendo del modo de polimerización seleccionado.

La segunda hipótesis es totalmente rechazada porque hay fuertes diferencias estadísticas entre dentina superficial y profunda, entre los adhesivos de grabado total y adhesivos de autograbado.

En cuanto a que no van a existir diferencias entre la resistencia adhesiva obtenida tras la aplicación previa de adhesivos de grabado total o adhesivos de autograbado en el cementado de inlays cerámicos, esta hipótesis es parcialmente aceptada cuando comparamos adhesivos de grabado total foto-activados y adhesivos de autograbado foto-activados y es rechazada cuando comparamos el adhesivo de grabado total foto-activado y los adhesivos de autograbado químicamente activados.

B. MODO DE FALLO

La presencia de un material de cementación genera la necesidad de clasificar el tipo de fallo, con ayuda de la microscopia óptica los especímenes fracturados durante la realización del test, fueron observados para evaluar el tipo de fractura.

El modo de fallo mas frecuente cuando comparamos el tipo de fractura dentro de cada cemento en el Grupo A (clase I) fue predominantemente cohesivo en dentina para el Excite® DSC + Variolink II y Multilink® Sprint y con mayores porcentajes de fractura cohesiva en el cemento para RelyX™ Unicem Aplicap™ (60%), que nos da la indicación que la interfase adhesiva es más fuerte que la fuerza cohesiva del cemento Bin Yang y cols., (2006). Para Multilink® Automix Primer A y B el tipo de fallo más frecuente fue el fallo adhesivo en la interfase cemento/dentina y ocurrió en un 75%; para Ketac Cem™ Aplicap, el tipo de fallo más frecuente fue el fallo adhesivo entre la interfase cemento cerámica que ocurrió en un 75%.

Para el Grupo A (clase I) los cementados con Excite® DSC + Variolink II, Multilink® Sprint y RelyX™ Unicem Aplicap™, los modos de fallo fueron catastróficos extendiéndose cohesivamente tanto para la dentina como para la cerámica (Excite® DSC + Variolink II); como para la dentina (Multilink® Sprint); como para el cemento y la cerámica (RelyX™ Unicem Aplicap™). Parece existir en estos tres cementos y con este tipo de configuración de cavidad, una relación desfavorable entre los cementos dual-foto-activados y el modo de fallo, no preventivo de la fractura en la estructura dentaria y no preventivo de puntos de concentración de estrés que se relacionan con la propagación de tensión y fallos en la unión, que confirman que estos cementos tienen unas uniones fuertes con las estructuras dentarias donde han fallado cohesivamente.

Braga R y cols., 2005, informaron que cuando la polimerización acontece en un espacio confinado como son las paredes cavitarias, el estrés desarrollado en la interfase (Braga RR y cols., 2005) y el factor C pueden ser uno de los principales factores responsables de la separación de la restauración de la interfase adhesiva (Reis A y cols., 2003).

Feilzer A y cols., (1990), afirman que el material debe tener la oportunidad de acomodarse con sus cambios dimensionales a las paredes cavitarias y así reducir el estrés. Cuando empleamos cementos de curado químico, en cavidades de clase I obtenemos modos de fallo predominantemente adhesivos, cosa que no ocurre cuando utilizamos la fotopolimerización, esto puede correlacionarse con la velocidad de conversión del cemento, ya que factor-C es el mismo (Cunha L y cols., (2008).

Aunque no haya diferencias estadísticas en la resistencia adhesiva para cavidades de clase I y cavidades de clase II, relativas a los cementos de polimerización dual que fueron foto-polimerizados, si hay con respecto al modo de fallo entre clase I y clase II. Cuanto mayor sea el área de superficie adherida en relación con la area de la superficie libre, mayor será el estrés generado ya que la capacidad de fluir el composito es menor. En clase II el cemento tiene más capacidad de fluir y creemos que por eso será menor el estrés generado.

Hay autores que afirman que las fracturas cohesivas del sustrato impiden valoraciones reales de las fuerzas de resistencia de las interfases (Sengun A y cols., 2003). Otros, como Cekic I y cols., (2007) han encontrado en su estudio de resistencia adhesiva a la dentina con la técnica de Push out en inlays cerámicos de Clase I, valores de resistencia adhesiva con adhesivos de grabado total de 9.7 (3.9) MPa y con adhesivos de autograbado de 8.4 (2.5) MPa, pero con la gran mayoría de las fracturas descritas en el modo de fallo cohesivo.

En cambio, el modo de fallo más frecuente cuando comparamos el tipo de fractura dentro de cada cemento en el Grupo B (clase II), fue predominantemente el fallo adhesivo. Obtuvimos porcentajes de: 55% para Excite® DSC + Variolink II y con el tipo de fallo más frecuente entre la interfase cemento/dentina; 85% para Multilink® Sprint con el tipo de fallo más frecuente en la interfase cemento/dentina; 30% RelyX™ Unicem Aplicap™ con fallo adhesivo en la interfase cemento/dentina con más 20% del fallo adhesivo en la interfase cemento/cerámica; 75% para Multilink® Automix Primer A y B y con el tipo de fallo más frecuente en la interfase cemento/dentina; 75% para Ketac Cem™ Aplicap y el fallo más frecuente en la interfase cemento/dentina. Nuestros valores en clase II, no parecen de acuerdo con la afirmación de otros autores que dicen que el modo de fallo adhesivo demuestra una distribución del stress más favorable (Sano H y cols., 1994; Pashley D y cols., 1995), aunque estos autores se reporten a los tests de μ TBS.

Morfológicamente encontramos “tags” en todos los cementos pero mucho mayores y en mayor número con los adhesivos de grabado total Excite® DSC + Variolink II y “tags” menores en el adhesivo de Multilink® Sprint y RelyX™ Unicem Aplicap™, mientras que en el Multilink® Automix Primer A y B y en el Ketac Cem™ Aplicap, no los encontramos en una cantidad apreciable y sus túbulos no están totalmente obliterados tanto en clase I como en clase II, mostrando ausencia de relleno tubular de la resina, evidenciando una interfase no continua.

No obstante, en adición a todas las variables presentes en la cementación, es difícil de prever el comportamiento en la interfase adhesiva, porque la dentina es considerada un sustrato heterogéneo (Ozturk y cols., 2003) y sabemos que la interfase adhesiva no es uniforme, que tiene irregularidades en la superficie y tiene presencia de burbujas. Además, mínimas variaciones en los procedimientos de aplicación de los sistemas adhesivos pueden influir en el modo de fallo. Torii Y y cols., (1999) informaron que el módulo de Young y el espesor del cemento determinan la totalidad del desarrollo del estrés.

Sin embargo no sabemos como se distribuyen las fuerzas de adhesión interfaciales en cavidades complejas oclusales y ocluso proximales en dientes vivos y esto es muy importante y debe ser considerado en el análisis teórico del elemento finitos, reproduciendo al máximo las condiciones clínicas del diente (Ausiello P. y cols., 2004).

VII. CONCLUSIÓN

Después de evaluar los resultados podemos concluir que:

1. Los cemento de resina en todas las circunstancias obtienen mayores valores de resistencia adhesiva que los convencionales (ionómeros de vidrio)
2. La fotopolimerización de los cementos de grabado total y autograbado incrementa significativamente la adhesión de inlays cerámicos en cavidades oclusales.
3. La fotopolimerización de los cementos de grabado total y autograbado incrementa significativamente la adhesión de inlays cerámicos en cavidades ocluso-proximales.
4. Existe una clara influencia regional tanto en cavidades oclusales como ocluso-proximales, donde la resistencia adhesiva fue mayor a dentina profunda que a la superficial.
5. De una manera general y para la mayoría de los cementos, no existen diferencias en la resistencia adhesiva entre cavidades oclusales y ocluso-proximales.
6. El tipo de fallo más frecuente para los inlays de clase I fue la fractura cohesiva cuando se fotopolimerizó y adhesiva cuando no.
7. En cavidades ocluso-proximales el tipo de fallo más frecuente fue la fractura adhesiva para todos los cementos.

VIII. BIBLIOGRAFIA

Anusavice K. Phillips` Science of Dental Materials, 11^a edición. Edit.Elsevier 2003; Cap. 2, 4, 14, 15 y 16

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

Asmussen E, Hansen E, Peutzfeldt A. Influence of the solubility parameter of intermediary resin on the effectiveness of the gluma bonding system. *J Dent Res* 1991; 70 (9):1290-3

Ausiello P, Rengo S, Davidson C, Watts D. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dent Mater* 2004; 20:862-872

Bae J, Cho B, Kim J, Kim M, Lee I, Son H y cols. Adhesive layer properties as a determinant of dentin bond strength. *J Biomed Mater Res B appl Biomater* 2005; 74(2):822-8

Banks R. Conservative posterior ceramic restorations: A literature review. *J Prosthet Dent* 1990; 63:619-626

Baratieri L. Indirect resin-based restorations (Inlay/Onlay) In: Baratieri L. Restorative Dentistry – Fundamentals and Possibilities. São Paulo: Editora Santos, 2001; 525-588

Baskar SN. Histología y embriología bucal de Orban. 1^a edición México: Prado, 1993

Bin Yang, Klaus L, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater* 2006; 22:45-56

Bottino M, Quintas A, Miyashita E y Giannini V. Metal free, 1^a Reimpressão da 1^a edição, São Paulo, Artes Médicas, 2002; Cap. 7

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

Bouillaguet S, Troesch S, Wataha J, Krejci I, Meyer J, Pashley D. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentine. *Dent Mater* 2003; 19:199-205

Braga R, Ballester R, Ferracane J. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005; 2:962-70

Braga R, Cesar P, Gonzaga C. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 2002; 29:257-62

Brannstrom M, Johnson G, Friskopp J. Microscopic observations of the dentin under caries lesions excavated with the GK-101 technique. *ASDC J Dent Child.* 1980; 47(1):46-49

- Burke F**, Watts D. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int* 1994; 25:335-340
- Burke F**, Watts D. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crown: The effect of increased tooth preparation. *Quintessence Int* 1996; 27:115-121
- Burke F**, Wilson N, Watts D. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Oper Dent* 1993; 18:230-236
- Burke F**. The effects of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. *Quintessence Int* 1995; 26:293-300
- Burrow M**, Satoh M, Tagami J. Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming. *Dent Mater* 1996; 12:302-307
- Burrow M**, Takakura H, Nakajima M, Inai N, Tagami J, Takatsu T. The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dent Mater* 1994; 10:241-6
- Cadenaro M.**, Antonioli F, Sauro S, Tay F, Di Lenarda R, Prati C y cols., Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci* 2005; 113 (6):525-30
- Cagidiaco M**, Ferrari M, Vichi A, Davidson C. Mapping of tubule and intertubule surface areas available for bonding in Class v and Class II preparations. *J Dent* 1997; 25(5):379-89
- Çalt S**, Serper A. Smear layer removal by EDTA. *J. Endod* 2000; 26(8):459-461
- Cardoso P**, Loguercio A, Vieira L, Baratieri L, Reis A. Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths. *J Adhes Dent* 2005; 7(2):143-9
- Carvalho R**, Pegorado T, Tay F, Pegorado L, Silva N, Pashley D. Adhesive permeability affects couplin of resin cements that utilize self-etching primers to dentin. *J dent* 2004; 32:55-65
- Caughman W**, Chan D, Rueggeberg F. Curing potential of dual-polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent* 1990; 63:295-300
- Caughman W**, Chan D, Rueggeberg F. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 2001; 86:101-6
- Causton B**. Improved bonding of composite restorative to dentin. *British Dental Journal* 1984; 156:93-5
- Cavalcante L**, Erhardt M, Bedran-de-Castro A, Pimenta L y Ambro G, Sano H Influence of different testes used to measure the bond strength to dentin of two adhesive systems. *Am J Dent* 2006 Feb; 19(1):37-40
- Cekic I**, Gulfem Ergun, Sadullah Uctasil, Lippo v.J. Lassila. In vitro evaluation of push-out bond strength of direct ceramic inlays to tooth surface with fiber-reinforced composite at the interfase. *J Prosthe Dent* 2007; 97:271-8

Chandra N y Ananth C. Analysis of the interfacial behavior in MMCs and IMCs by the use of thin-slice Push-Out testes. *Composites Science and Technology*, 1995; 54:87-100

Chandra N, Ghonem H. Interfacial mechanics of push-out teste: theory and experiments. *Composites*. 2001; 32(A):575-584

Chawla K. *Ceramic Matriz Composites – 2ª edición*. Edit. KAP 2003; Cap.2 y 5

Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C y cols., In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 2004; 83:459-464

Cheylan J, Gonthier S, Degrange M. In Vitro Push-Out Strenght of seven Luting agents to dentin. *The International Journal of Prosthodontics*, 2002; 15:365-370

Clyne T, Withers P. *An Introdition to Metal Matriz Composites*. Edit. Cambridge University Press 1993; Cap.6

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

Cohen S, Hargreaves K. *Pathways of the pulp*, 9ª edición. Edit. Mosby 2006; Cap. 12

Collins C, Bryant R, Hodgen K. A clinical evaluation of posterior composite resin restorations: 8-year findings. *J Dent* 1998; 26:311-317

Craig R. *Materiales de odontología restauradora*. Edit. Harcourt Brace 1998; Cap.6 y 10

Cunha L, Alonso R, Pfeifer C, Correr-Sobrinho L, Ferracane J, Sinhoreti M. Contraction stress and physical properties development of a resin-based composite irradiated using modulated curing methods at two C-factor levels. *Dent Mater* 2008; 24:392-398

Davidson C, Abdalla A, de Gee A. An investigation into the quality of dentin bonding systems for accomplishing a durable bond. *J Oral Rehab* 1993; 20:291-300

Davis W. *Histología y embriología bucal*. México: Interamericana. McGraw-Hill, 1986

De Haro F, González S, Navajas J. Protocolo experimental para el estudio de la adhesión a dentina. *RCOE* 1998; 3(5):447-458

De la Macorra J, Gomez- Fernandez S. Quantification of the configuration factor in Class I and II cavities and simulated cervical erosions. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1996; 4(1): 29-33

De la Macorra J, Pradíes G. Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Invest* 2002; 6:198-204

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, y cols., a critical review of the durability of adhesión to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84(2):118-32

Degrange H y Roulet J. Minimally invasive dentistry with bonding Chicago Quintessence Publ, 1997

Del Nero M, De la Macorra J. Sealing and dentin bond strengths of adhesive systems. Oper Dent 1999; 24:194-202

Dietschi D, Maeder M, Meyer J, Holz J. In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. Quintessence Int 1990; 21:823-831

Dietschi D, Magne P, Holz J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. Quintessence Int 1994; 25:659-677

Dietschi D, Moor L. Evaluation of the marginal and internal adaptation of different ceramic and composite inlay systems after an in vitro fatigue test. J Adhes Dent 1999; 1:41-56

Durão Maurício P, Gonzalez-Lopez S, Aquilar-Mendoza J, Félix S, Gonzalez-Rodrigues M. Comparison of regional bond strength in root thirds among fiber-reinforced posts luted with different cements. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2007; 83(2):364-372

Escribano N, De la Macorra J. Microtensile Bond Strength of Self-adhesive luting Cements to Ceramic. J Adhes Dent 2006; 8:337-341

Escribano N, Del Nero M, De la Macorra J. Inverse Relationship between Tensile Bond Strength and Dimensions of Bonded Area. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 2003; 66B:419-424

Escribano N, Del Nero M, De la Macorra J. Inverse relationship between tensile bond strength and dimensions of bonded area. J Biomed Mater Res (Appl Biomater) 2002; 63:531-534

Escribano N, O. Del-Nero, De la Macorra J. Sealing and dentin bond strength of adhesive systems in selected areas of perfused teeth. Dent Mater 2001; 17:149-155

Feilzer A, de Gee A, Davidson C. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. J Dent Res, 1989; 68(1):48-50

Feilzer A, de Gee A, Davidson C. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. Dent Mater 1990; 6:167-71

Feilzer A, de Gee A, Davidson C. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res 1987; 66:1636-1639

Félix S, Gonzalez-Lopez S, Maurício P, Aquilar-Mendoza J, Bolanos-Carmoña M. Effects of filling techniques on the regional bond strength to lateral walls in Class I cavities. Oper Dent 2007; 32(6):602-609

Ferracane J, Greener E. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. J Biomed Mater Res 1986; 20(1):121-131

- Ferrari M**, Dagostin A, Fabianelli A. Marginal integrity of ceramic inlays luted with a self-curing resin system. *Dent Mater* 2003; 19:270-276
- Finger W y Balkenhol M**. Practitioner variability effects on dentin bonding with an acetone based one bottle adhesive. *J Adhes Dent* 1999; 1(4):311-314
- Foxton R**, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Bonding of photo and Dual-cure adhesives to root canal dentin. *Oper Dent* 2003, 28(5):543-551
- Frankenberger R**, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: Marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater* 2008; 24:185-191
- Frankenberger R**, Sindel J, Kramer N, Petschelt A. Dentin Bond Strength and Marginal Adaptation: Direct Composite Resins vs Ceramic Inlays. *Oper Dent* 1999; 24(3):147-155
- Garberoglio R**, Brannstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 1976; 21:355
- Gaston B**, West L, Liewehr F, Fernandes C, Pashley D. Evaluation of Regional Bond Strength of Resin Cement to Endodontic Surfaces. *J End* 2001; 27:321-324
- Gauthier M**, Stangel I, Ellis T, Zhu X. Oxigen inhibition in dental resins. *J Dent Res* 2005; 84(8):725-729
- Gerth Hans**, Dammaschke Till, Zuchner Harald, Schafer Edgar. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites – A comparative study. *Dent Mater* 2006; 22:934-941
- Giannini M**, Carvalho R, Martins L, Días C, Pashley D. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive system to dentin. *J Adhes Dent* 2001; 3:315-324
- Goracci C**, Cury A, Cantoro A, Papacchini F, Tay F, Ferrari M. Microtensile Bond Strength and Interfacial Properties of Self-etching and Self-adhesive Resins Cements Used to Lute Composite Onlays Under Different Seating Forces. *J Adhes Dent* 2006; 8:327-335
- Gordan V**, Shen C, Riley J, Mjor I. Two-year clinical evaluation of repair versus replacement of composite restorations. *J Esthet Restor Dent* 2006; 18:144-153
- Gordan V**, Vargas M, Cobb D, Denehy G. Evaluation of acidic primers in microleakage of class V composite resin restorations. *Oper Dent* 1998; 23:244-249
- Gwinnet A**. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent* 1993; 6:7-9
- Haller B**, Klaiber B, Betz T, Dobersch S. Shear bond strength to dentin by simulation of threee-dimensional class V cavity configuration. *Dent Mater* 1991; 7:206-210

Haller B, Thull R, Klaiber B y Teuber M. An extrusion teste for determination of bond strength to dentin. J Dent Res 1991; 70 Abstracts of Papers p 525, Abstract 2070

Hanning M, Rahlf B, Schlichting B. Marginal behaviour of “Kulzer” composite inlays under simultaneous mechanical and termal loading. Dtsch Zahnarzt Z1991; 46:618-621

Hara A, Pimenta L, Rodrigues Jr. A influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. Dent Mater 2001; 17:165-169

Harrington G, Brown A, Van Hassel H. Effect of local anesthetics on intrapulpal pressure. J Dent Res (Special Issue) (Abstr 370) 1970; 48:141

Hashimoto M, Ito S, Tay F, Svizero N., Sano H, Kaga M., Pashley D. Fluid Movement across the Resin-Dentin Interfase during and after Bonding. J Dent Res 83(11):843-848, 2004

Hassen S, Swift E, Krell K. Effect on permeability of dentin of two systems of dentin bonding. Journal of Esthetic Dentistry 1993 (Spanish ed.); 3:21-24

Hebling J, Castro F, Costa C. Adhesive Perfomance of Dentin Bonding Agents Applied *in Vivo* and *in Vitro*. Effect of Intrapulpal Pressure and Dentin Depth. J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 2007; 83B:295-303

Herr P, Holz J, Baume L. Mantle dentine in man: a quantitative study microradiographic study. J Biol Buccale 1986; 14:139

Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dent Mater 2007; 23:71-80

Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparasion of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. J Oral Rehabil 2001; 28:1022-1028

Holand W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C. Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration. Journal of the European Ceramic Society 2007;27:1521-1526

Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schlapfer R, Hammerle C, Fisher J. Shear bond strength of resin cements to human dentin. Dent Mater 2008; 24(7):944-950

Huo B, An inhomogeneous and anisotropic constitutive model of human dentin. Journal of Biomechanics 2005; 38:587-594

Huo B, Zheng Q. Effect of dentin tubules to the mechanical properties of dentin. Part I: Stress-strain relations and strength criterion. Acta mechanica Sinica (English series) 1999; 15(4): 355-364

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

- Iwami Y**, Yamamoto H, Kawai K y Ebisu S. Effect of enamel and dentin surface wetness on shear bond strength of composites. *J Prosthe Dent* 1998; 80:20-26
- Jacobsen T**, Soderholm K. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater* 1995; 11(2):132-136
- John F**, McCabe A. Philips Science of dental materials, W.B, 3ª edición, Saunders 1996
- Jones D**. Development of dental ceramics – an historical perspective. *Dent clin North Am* 1985; 29:621-643
- Kanka J**, Gwinnet A. Adaptación marginal exitosa de un sistema de adhesión a dentina in vivo y in vitro. *J Esthet dent (Ed. Española)* 1995; 5:22-30
- Kienanen P**, Alander P, Lassila L, Vallittu P. Bonding of ceramic insert to a laboratory particle filler composite. *Acta Odontologica Scandinavía* 2005; 63:272-277
- Kim S**, Edwal L, Trowbridge H, Chien S. Effects of local anesthetics on pulpal blood flow in dogs. *J Dent Res* 1984; 62:650-652
- Kimura N**. Redution of the bond strength obtained by the proposed push-out method. *Japanese Journal of Dent Mater*, 1985; 5:559-565
- Kinney J**, Balooch M, Marshall G, Marshall S. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. *Archives of Oral Biology* 1999; 44:813-822
- Kinney J**, Balooch M, Marshall S, Marshall W, Weih T. Hardness and Young's modulus of human peri tubular and Inter tubular dentina. *Archives of Oral Biology* 1996; 41(1):9-13
- Kramer N**, Lobhauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 2000; 13:60D-76D
- Kreulen C**, Tobi H, Gruythuysen R, Amerongen van W, Borgmeijer P. Replacement risk amalgam treatment modalities: 15 year results. *J Dent* 1998; 26:627-32
- Kugel G**, Ferrari M. The science of bonding: From first to sixth generation. *J Am Dent Association* 2000; 131 Supplement 20S – 25S
- Lee T**, Guymon C, Jonsson E, Hoyle C. The effect of monomer structure on oxygen inhibition of (meth) acrylates photo-polymerization. *Polymer* 2004; 45(18):6155-6162
- Li Z**, White S. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 1999; 81:597-609
- Linden L**, Kallskog O y Wolgast M. Human dentin as a hydrogel. *Archives of Oral Biology* 1995; 40(11): 991-1004
- Loguercio A**, Reis A, Ballester R. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. *Dent Mater* 2004; 20 (3): 236-243
- MacCulloch W**. Advances in dental ceramics. *Br Dent J* 1968; 124:361-365

Marshall G, Habelitz S, Gallagher R, Balooch M, Balooch G, Marshall S. Nanomechanical properties of hydrated carious human dentin. *J Dent Res* 2001; 80:1768-1771

Marshall G, Marshall S, Kinney J, Balooch M. The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997; 25:441-458

Máson P, Calabrese M y Criaf L. Modified extrusion shear bond strength of the new 3M adhesive. *J Dent Res* 1998; Abstracts of Papers (Continental European Division) p 1239 Abstract 256

Mehl A, Godescha P, Kunzelmann K, Hickel R. The margin integrity of composite and ceramic inlays in extensive cavities. *Dtsch Zahnärztl Z* 1996; 51:701-705

Melfi R. Permar's oral embryology and microscopic anatomy. 9ª Ed. Malvern, Estados Unidos; Lea & Febiger, 1994

Miranda W, Plácido E, Moura S, Cardoso P. Influence of postextraction substrate aging on the microtensile bond strength of a dental adhesive system. *J Adhes Dent* 2005; 7:193-196

Mitchem J y Gronas D. Adhesión to dentin with and without smear layer under varying degrees of wetness. *J Prosthe Dent* 1991; 66(5): 619-622

Mitchem J, Terkla L, Gronas D. Bonding of resin dentin adhesives under simulated physiological conditions. *Dent Mater* 1998; 4:351-353

Mjor I, Fejerskov O. Embriología e histología oral humana. Barcelona, España: Salvat. 1989

Mjor I, Fejerskov O. Human Oral Embryology and Histology. Munhsgaard, Copenhagen. 1986

Molin M, Karlsson S, Kristiansen M. Influence of film thickness on joint bond strength of a ceramic/resin composite joint. *Dent Mater* 1996; 12:245-249

Moll K, Haller B. Effect of intrinsic and extrinsic moisture on bond strength to dentin. *J Oral Rehab* 2000; 27:149-164

Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: Durable bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992; 23:135-141

Nakabayashi N, Kojima K, Máshuara E. The promotion of adhesión by the infiltración of monomers into tooth substrate. *J Biomed Mater Res* 1982; 16:265-273

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

Nakabayashi N, Pashley D. Hybridization of dental hard tissues. Tokyo: Quintessence Publ Co. Ltd; 1998: 37-56

- Nakabayashi N, Saimi Y.** Bonding to intact dentin. *J Dent Res* 1996; 75:1706-1715
- Nakajima M, Sano H, Zheng L, Burrow M, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Chiucchi B, Russel C y Pashley D.** Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res* 1995; 74(10):1679-1688
- Nakajima M, Sano H, Zheng L, Tagami J y Pashley D.** Effect of moist vs dry bonding to normal vs caries-affected dentin with Scotchbond Multi-Purpose Plus. *J Dent Res* 1999; 78(7):1298-1303
- Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K.** Hydrolytic stability of methacrylamide in acid aqueous solution. *Biomaterials* 2004; 25(6):965-969
- Nunes T, Ceballos L, Osorio R, Toledano M.** Spatially resolved photopolymerization Kinetics and oxygen inhibition in dental adhesives. *Biomaterials* 2005; 7(2):143-149
- O'Brien W.** Dental materials and their selection, 2nd ed. Reading, Mass., USA: Quintessence Publis; 1997; p.97-105
- Odian G.** Principles of polymerization. New York: Willey Interscience; 2004
- Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Nakajima M, Tagami J.** Effect of self-etching primer vs. phosphoric acid etchant on bonding to bur-prepared dentin. *Oper Dent* 2002; 27:447-454
- Ogata M, Okuda M, Nakajima M.M, Pereira P.N.R P, Sano H, Tagami J.** Influence of the direction of tubules on bond strenght to dentin. *Oper Dent* 2001; 26:27-35
- Oilo G, Olsson S.** Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparision of materials and methods. *Dent Mater* 1990; 6:138-144
- Ozok A, Wu M, De Gee A, Wesselink P.** Effect of dentin perfusion on the sealing ability and microtensile bond strengths of a total-etch versus an all-in-one adhesive. *Dent Mater* 2003; 20 (5): 479-486
- Ozok A, Wu M, Wesselink P.** The effects of post-extraction time on the hydraulic conductance of human dentine in vitro. *Arch Oral Biol* 2002; 47(1):41-46
- Ozturk N, Filiz Aykent.** Dentin bond strengths of two ceramic inlays systems after cementation with three different techniques and one bonding system. *J Prosthe Dent* 2003; 89:275-281
- Pameijer C, Jefferies S.** Retentive properties and film thickness of 18 luting agents and systems. *Gen Dent* 1996; 44:524-530
- Pashley D, Derkson G, Tao L, Derkson M, Kalathoor S.** The effects of a multi.step dentin bonding system on dentin permeability. *Dent Mater* 1988; 4:60-63
- Pashley D, Sano H, Bernard Ciucchi, Yoshiyama M, Carvalho R.** Adhesión testeing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater* 1995; 11:117-125
- Pashley D.** Dynamics of the pulpodentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7:104

Pashley D. Interactions of dental materials with dentin. *Trans Acad Dent Mat* 1990; 3:55-73

Pashley E, Zhang Y, Lockwood PE, Rueggeberg FA, Pashley D. Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dent Mater* 1998; 14:6-10

Patierno J, Rueggeberg F, Anderson R, Weller R y Pashley D. Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. *Endodontic Dentistry and Traumatology* 1996; 12:227-236

Paul S, Scharer P. The dual bonding technique: a modified method to improve adhesive luting procedures. *Int J Period Rest Dent* 1997; 17:536-545

Perdigão J, Gomes G, Lee I. The effect of silane on the bond strenghts of fiber posts. *Dent Mater* 2006; 22:752-758

Perdigão J, Van Meerbeek B, Lopes M.The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 1999; 12:271-276

Pereira P, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow M, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater* 1999; 15(1):46-53

Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs. bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater* 1992; 8:229-233

Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002; 18:596-602

Peters AD, Meiers J. Effect of polymerization mode of a dual-cured resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. *Am J Dent* 1996; 9:264-268

Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clínicl effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clínicl trials. *Dent Mater* 2005; 21(9):864-881

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

Phrukkanon S, Burrow M, Tyas M. The effect of dentin location and tubule orientation on the bond strenghts between resin and dentin. *J Dentistry* 1999; 27:265-274

Poujade J, Zerbib C, Serre D. Dental Ceramics. *EMC Dentisterie* 2004; 1:101-117

Prati C y Pashley D. Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesive systems. *Am J Dent* 1992; 5:33

Prati C, Pashley D y Montanari G. Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent Mater* 1991a; 7(1):54-58

Prati C. Mechanisms of dentin bonding. State of the art on direct posterior filling materials and dentin bonding. *Proceedings of the International Symposium Euro Disney, Paris* 1993:171-191

Proença J, Erhardt M, Valandro L, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona M, Castillo-Salmeron R, Bottino M. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthe Dent* 2006; 96:412-417

Reis A, Giannini M, Bovi G, Chan D. The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. *J Dent* 2003; 31:59-66

Rosenblum M, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997; 128:297-307

Roydhouse R. Punch-shear teste for dental purposes. *J Dent Res* 1970; 49:131-136

Sahar E. Abo-Hamar, Federlin M, Hiller K, Friedl K, Schmalz G. Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. *Dent Mater* 2005; 21:794-803

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

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

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley D. Relationship between surface área for adhesión and tensile bond strenght – evaluation of a micro-tensile bond teste. *Dent Mater* 1994; 10:236-240

Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner J, Matthews W, Pashley D. Nanoleakage within the hybrid Layer. *Oper Dent* 1995; 20:18-25

Sano H, Yoshikawa T, Pereira P, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley D. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer. *J Dent Res* 1999; 78:906-911

Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J. The bond of resin to different dentin surface characteristics. *Oper Dent* 2004; 29:333-341

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

Sengun A, B. Ozturk & F. Ozer. The effect of simulated intrapulpal pressure on bond strength to enamel and dentine. *J Oral Reabh*, 2003; 30; 550-555

Sheldon RP. Composite polymeric materials. London and New York: Applied Science Publishers; 1982

Shimura R, Nikaido T, Yamauti M, Ikeda M, Tagami J. Influence of curing method and storage condition on microhardness of dual-cure resin cements. *Dent Mater* 2005; 24:70-75

Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho R, Pashley E, Pashley D. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res* 1999; 78:699-705

- Shono Y**, Terashita M, Pashley E, Brewer P, Pashley D. Effects of cross-sectional area on resin-enamel tensile bond strength. *Dent Mater* 1997; 13:290-296
- Soares C**, Martins L, Pfeifer J, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlays systems. *Quintessence Int* 2004; 35:281-286
- Soares C**, Soares P, Janaína C, Pereira P, Fonseca R. Surface Treatment Protocols in the Cementation Process of Ceramic and Laboratory-Processed Composite Restorations: A Literature Review. *J Esthet Restor Dent* 2005; 17:224-235
- Soh M**, Yap A, Yu T, Shen Z. Analysis of the degree of conversion of LED and halogen lights using micro-Raman spectroscopy. *Oper dent* 2004; 17(3):182-190
- Stappert C**, Guess P, Gerds T y Strub J. All-ceramic partial coverage premolar restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fatigue. *Am J Dent*, 2005 Aug; 18(4):275-280
- Stewart G**, Jain P, Hodges J. Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin. *J Prosthet Dent* 2002; 88:277-284
- Sunnegardh-Gronberg K**, Peutzfeldt A, Van Dijken J. Flexural strength and modulus of a novel ceramic restorative cement intended for posterior restorations as determined by a three-point bending test. *Acta Odontol Scand* 2003; 61:87-92
- Tagami J**, Tao L, Pashley D, Hosoda H, Sano H. Effects of high speed cutting on dentin permeability and bonding. *Dent Mater* 1991 Oct; 7(4):234-239
- Tagami J**, Tao L, Pashley D. Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resin. *Am J Dent* 1990; 6(3):145-147
- Takahashi A**, Sano H, Uno S, Pereira P, Sano H. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. *Dent Mater* 2002; 18:263-268
- Tanoue N**, Koishi Y, Atsuta M, Matsumura H. Properties of dual-curable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil* 2003; 30:1015-1021
- Tay F** y Pashley D. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001; 17:296-308
- Tay F**, Carvalho R, Sano H, Pashley D. Effect of smear layers on the bonding of self-etching primer to dentin. *J Adhes Dent* 2000a; 2:99-116
- Tay F**, Pashley D, Yiu C, Cheong C, Hasimoto M, Itou K y cols.,. Nanoleakage types and potential implications: evidence from unfilled and filled adhesives with the same resin composition. *Am J Dent* 2004; 17(3):182-190
- Tay F**, Smales R, Ngo H, Wei S y Pashley D. Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin. *J Adhes Dent* 2001; 3(2):153-167
- Thompson J**, Gregson P, y Revell P. Analysis of push-out test data based on interfacial fracture energy. *Journal of Materials Science* 1999; 10:863-868

Thompson J, Gregson P. Analysis of push-out teste data based on interfacial fracture energy. *Journal of materials science: materials in medicine* 1999; 10:863-868

Titley K, Chernecky R, Chan A, Smith D. The composition and ultrastructure of resin tags in etched dentin. *Am J Dent* 1995; 8:224-230

Toida T, Watanabe I, Nakabayashi N. Effect of smear layer on bonding to dentin prepared with bur. *J Jpn Dent Material* 1995; 14:109-116

Torii Y, Itou K, Itota T, Hama K, Konishi N, Nagamine M, Inoue K. Influence of filler content and gap dimension on wear resistance of resin composite luting cements around a CAD/CAM ceramic inlay restorations. *Dent Mater* 1999; 18 (4): 453-461

Tyas M, Anusavice K y Frencken J. Minimal intervention dentistry – a review *Int Dent Journal* 2000; 50(1) 1034-1044

Van Hassel H. Physiology of the human dental pulp. *Oral surg* 1971; 32:126-134

Van Meerbeek B y cols. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007; 28:3757-3785

Van Meerbeek B, De Munch J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesión to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 2003; 28-3:215-235

Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise N, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastruture of the resin dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 1993; 72(2): 459-501

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braen M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdifussion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992; 71:1530-1540

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Davidson CL, de Gee AJ, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Dual curing luting composites. Part II: clínically related properties. *J. Oral Rehab* 1994; 21:57-66

Van Meerbeek B, Perdigao J y Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. En: *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach*. Chicago Quintessence Publ. 2º Ed. 2002

Van Meerbeek B, Robinson S, Eick JD. Epoxy-embedded versus non-embedded TEM examination of the resin-dentin interface. *Biomed Mat Res Part B: Appl Biomat* 1998; 35B:191-187

Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P y cols., Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 2001; 6:119-144

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Fukuda R, Okazaki M, Lambrechts P y Vanherle G. Interfacial characterization of resin-modified glass-ionomers to dentin. *J Dent Res* 2001b; 80 (Special Issue):Abstract # 1701 p 739

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P & Vanherle G. Mechanisms of bonding of a resin-modified glass-ionomer adhesive to dentin. *J Dent Res* 1998b; 77 (Special Issue): Abstract #2236 p 911

Van Noort R., Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent* 1989; 17:61-67

Wahle J, Wendt SL. Dentinal surface roughness. A comparison of tooth preparation techniques. *J Prosthet Dent* 1993; 69:160-164

Wakefield C, Draughn R, Sneed W, Davis W. *Oper Dent* 1998; 23:69-76

Wakefield C, Sneed W, Draughn R, Davis W. Composite bonding to dentin and enamel: effect of humidity. *General Dentistry* 1996; 21:116

Waldyr R Jr, Miranda W Jr, César P, Braga R. Correlation Between Microleakage and Cement Thickness in three Class II inlay ceramic Systems. *Oper Dent* 2004; 29(2):212-218

Wassel R, Gagliano G. Effects of adhesive fixed prosthesis retainer design on resultant resin luting agent thickness. *J Prosthet Dent* 1998; 80:479-484

Watanabe I, Nakabayashi N. Measurement methods for adhesion to dentine: The current status in Japan. *J Dent* 1994; 2:67-72

Yip H, Tay F, Ngo H, Smales R y Pashley D. Bonding of contemporary glass ionomer cements to dentin. *Dent Mater* 2001; 17(5):456-470

Yong Wang, Spencer P, Hager C, Bohaty B. Comparison of interfacial characteristics of adhesive bonding to superficial versus deep dentine using SEM and staining techniques. *J Dentistry* 2006; 34:26-34

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, y cols. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004; 83(6):454-458

Yoshikawa T, Burrow M, Tagami J. The effects of bonding system and light curing method on reducing stress of different C-factor cavities. *J Adhes Dent* 2001; 3:177-183

Yoshikawa T, Sano H, Burrow M, Tagami J, Pashley D. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 1999; 78:898-905

Yoshiyama M, Carvalho R, Sano H, Horner A, Brewer P y Pashley D. Regional bond strengths of resins to human root dentine. *J Dentistry* 1996, 24:435-442

Yoshiyama M, Carvalho R, Sano H, Horner J, Brewer P, Pashley D. Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin. *Am J Dent* 1995; 8:297-302

Yoshiyama M, Matauo T, Ebisu S y Pashley D. Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesive systems. *J Dentistry* 1998; 26(7):609-616

