

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

**RESTAURACIONES ESTÉTICAS CERÁMICAS EN EL  
SECTOR ANTERIOR. CARILLAS Y BORDES**

Trabajo especial de grado presentado ante la  
ilustre Universidad Central de Venezuela por  
la Odontólogo Alba N. Herrera U. para optar  
al título de Especialista en Prosthodontia.

Caracas, Diciembre de 2003

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
POSTGRADO DE PROSTODONCIA

**RESTAURACIONES ESTÉTICAS CERÁMICAS EN EL  
SECTOR ANTERIOR. CARILLAS Y BORDES**

Autor: Alba N. Herrera U.

Tutor: Alfredo Díaz.

Caracas, Diciembre de 2003

Aprobado en nombre de la  
Universidad Central de Venezuela  
por el siguiente jurado examinador:

---

(Coordinador) Nombre y Apellido  
C.I.

---

FIRMA

---

Nombre y Apellido  
C.I.

---

FIRMA

---

Nombre y Apellido  
C.I.

---

FIRMA

Observaciones: \_\_\_\_\_

---

---

Caracas, Diciembre de 2003

## DEDICATORIA

*A mis padres Alba y Esteban, son la fuerza que me impulsa a seguir adelante en este camino lleno de retos, son mi mayor ejemplo de constancia y dedicación.*

*A mis hermanos Adriana y Victor, a quienes deseo un futuro prometedor y estímulo para que con constancia y dedicación logren todas sus metas.*

*A mi esposo Fabián, por ser mi aliento y apoyo incondicional durante esta etapa de mi carrera profesional.*

## **AGRADECIMIENTO**

A todas aquellas personas que de una u otra manera me han brindado su enseñanza, apoyo, consejos y experiencias haciendo posible la realización de este trabajo especial de grado y especialmente mis sinceros agradecimientos a:

Castor Velásquez, Dr. en Odontología, Especialista en Prótesis Fija y Removible, por su colaboración en la realización de este trabajo y por su invaluable enseñanza académica y humana.

Mi tutor, Alfredo Díaz, Odontólogo, Magíster Scientiarum en Odontología Restauradora, mención Prótesis Fija; por su valiosa instrucción y dedicación en la revisión de este trabajo especial de grado.

Prof. José Manuel Dos Santos, Odontólogo, Especialista en Prostodoncia, por sus sabios consejos y dedicación en la revisión de este trabajo.

Prof. Olga González Blanco, Odontólogo, Magíster Scientiarum en Odontología Restauradora y Oclusión; por su dedicación y guía metodológica, que hicieron posible la culminación de este trabajo especial de grado.

Prof. Ana Lorena Solórzano, Odontólogo, Especialista en Prostodoncia, quién guió y orientó el desarrollo inicial de este trabajo especial de grado.

La Od. Esperanza Gutierrez, Especialista en Odontología Operatoria y Estética, por facilitarme fotografías clínicas que sirvieron de base en la ilustración de este trabajo especial de grado.

Las Odontólogas: Marisol Terán, Natalia Vásquez, Marianep Alfaro y Nyreen Colmenarez, mis compañeras de postgrado, quienes estuvieron siempre presente durante los años de postgrado, y a quienes agradezco su apoyo y ayuda en la realización de este trabajo especial de grado.

# LISTA DE CONTENIDO

DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTO.....	v
LISTA DE GRÁFICOS .....	ix
LISTA DE TABLAS.....	xii
RESUMEN.....	xiii
I. INTRODUCCIÓN.....	1
II. REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	3
1. Cerámica dental.....	3
1.1 Definición de cerámica dental.....	3
1.2 Propiedades físicas y mecánicas de la cerámica dental.....	7
1.3 Clasificación y usos de los sistemas cerámicos.....	13
1.4 Cerámicas de alta resistencia para carillas y bordes.....	14
1.4.1 Optec-hsp.....	16
1.4.2 IPS Empress.....	16
1.4.3 IPS Empress 2.....	18
1.4.4 IN Ceram.....	19
1.4.5 Finesse All Ceram.....	23
1.4.6 Cerámicas CAD/CAM.....	24
1.4.7 Procera All Ceram.....	26
2. Carillas de porcelana.....	29
2.1 Definición de carillas de porcelana.....	29
2.2 Indicaciones de las carillas de porcelana.....	31

2.3	Contraindicaciones de las carillas de porcelana.....	35
2.4	Ventajas de las carillas de porcelana.....	38
2.5	Desventajas de las carillas de porcelana.....	38
2.6	Preparación dentaria para las carillas de porcelana.....	39
3.	Bordes cerámicos.....	57
3.1	Definición de bordes cerámicos.....	57
3.2	Indicaciones de los bordes cerámicos.....	59
3.3	Contraindicaciones de los bordes cerámicos.....	60
3.4	Ventajas de los bordes cerámicos.....	61
3.5	Preparación dentaria para los bordes cerámicos.....	61
4.	Pasos para la cementación de las carillas de porcelana y los bordes cerámicos.....	66
4.1	Acondicionamiento de la estructura dentaria.....	66
4.2	Acondicionamiento de las carillas y de los bordes cerámicos.....	89
4.3	Cementación de las carillas de porcelana y de los bordes cerámicos.....	92
5.	Longevidad de las carillas de porcelana.....	101
5.1	Microfiltración.....	101
5.2	Fallas mecánicas.....	105
III.	CONCLUSIONES.....	113
IV.	REFERENCIAS.....	116



## LISTA DE GRÁFICOS

		Página
Gráfico 1.	Carilla laminada de IPS-Empress (Ivoclar). Técnica de pintura, el color final de la restauración será influenciado por el color del agente de cementación. Tomado de Botinno 2001.....	18
Gráfico 2.	Carillas laminadas de porcelana Finesse All Ceram (Dentsplay/Ceramco). Tomado de Botinno 2001.....	24
Gráfico 3.	Carillas estéticas indirectas de porcelana. Tomado de Jordan 1994.....	28
Gráfico 4.	Incisivo central fracturado después de completar el tratamiento ortodóntico. Tomado de Castelnuovo 2000.....	32
Gráfico 5.	Incisivos centrales con carillas de porcelana restaurando ambas la función y la estética. Tomado de Castelnuovo 2000.....	32
Gráfico 6.	Diente 11 con coloración alterada después del fracaso de la técnica de blanqueamiento dental. Indicación de carillas para el restablecimiento de la estética y cementación de la carilla laminada con cemento resinoso. Tomado de Botinno 2001.....	34
Gráfico 7.	Indicaciones de carillas de porcelana. Tomado de Nicholson <i>et al.</i> 1991.....	35
Gráfico 8.	Preparación para restauración con carillas. Tomado de Horn 1983.....	41
Gráfico 9.	Vista longitudinal y sección transversal de una carilla de porcelana. Tomado de Calamia 1983.....	42
Gráfico 10.	Ruedas para la orientación de la profundidad gingival y del tercio incisal: de 0,3 y 0,5 mm de profundidad. Tomado de Shillimburg 2000.....	43
Gráfico 11.	Reducción facial (mitad gingival) con fresa de diamante de extremo redondeado y reducción proximal con la misma fresa. Tomado de Shillimburg 2000.....	43
Gráfico 12.	Acabado de la preparación con piedra troncocónica de	

	grano fino. Tomado de Bottino 2001.....	44
Gráfico 13.	Extensión de la reducción vestibular hacia la superficie proximal. Tomado de Nicholson et al. 1994.....	45
Gráfico 14.	Alineamiento normal de los dientes anteriores. Preparaciones de dos incisivos centrales y restauraciones con carillas. Tomado de Highton <i>et al.</i> 1987.....	46
Gráfico 15.	Diastemas en zona anterior de los dientes. Dos incisivos centrales preparados y restaurados con carillas. Tomado de Highton <i>et al.</i> 1987.....	46
Gráfico 16.	Preparación incisal sin cobertura incisal y con solapamiento incisal. Tomado de Highton <i>et al.</i> 1987.....	47
Gráfico 17.	Vista palatina del modelo con las carillas en posición. Diseño con cobertura incisal. Tomado de Botinno 2001.....	48
Gráfico 18.	Cuatro configuraciones de carillas de porcelana: borde incisal en filo de cuchillo; preparación en ventana; a nivel incisal y solapamiento del borde incisal. Tomado de Nordbo 1994.....	49
Gráfico 19.	Preparación para carillas de porcelana desde la mayor preparación (I) hasta ninguna preparación dentaria (IV). Tomado de Highton <i>et al.</i> 1987.....	51
Gráfico 20.	Preparación para carillas: regularización de la preparación desgastando los surcos de orientación. En la superficie proximal, es importante extender la porción cervical de la preparación hacia palatino para mejorar la estética. Tomado de Botinno 2001.....	57
Gráfico 21.	Paciente con rehabilitación compleja con prótesis fijas y removibles, donde la guía canina del lado izquierdo fue restituida con la elaboración de un borde cerámico a nivel del canino inferior izquierdo. Fotos cortesía de la Od. Esperanza Gutierrez.....	59
Gráfico 22.	Extensión del hombro en el esmalte. Tomado de Fisher 1997.....	62
Gráfico 23.	Relación entre la cerámica soportada por estructura	

	dentaria y la cerámica sin soporte. Tomado de Fischer 1997.....	63
Gráfico 24.	Extensión circular del hombro para la restauración del borde incisal. Vista labial. Tomado de Fischer 1997.....	64
Gráfico 25.	Extensión circular del hombro para la restauración del borde incisal. Vista lingual. Tomado de Fischer 1997.....	64
Gráfico 26.	Extensión del hombro en el esmalte junto con la preparación en ángulo para la restauración del ángulo incisal. Vista labial y lingual. Tomado de Fischer 1997.....	65
Gráfico 27.	Canino inferior izquierdo tallado para recibir un borde cerámico. Foto cortesía de la Od. Esperanza Gutierrez.....	65
Gráfico 28.	Adhesivos dentinarios contemporáneos clasificados en sistemas de tres, dos o un solo paso, de acuerdo a como se realizan los tres pasos cardinales de la adhesión, como son el grabado, imprimación y unión al sustrato dentario, es decir si el proceso es complejo o simple. Tomado de Tay et al. 2002.....	88

## LISTA DE TABLAS

		Página
Tabla I.	Propiedades mecánicas de la porcelana convencional. Datos tomados de Craig 1989 y Mc Lean 1983.....	9
Tabla II.	Clasificación según la composición de los materiales. Tomado de Pröbster 1998.....	15
Tabla III.	Clasificación según el procedimiento de elaboración. Tomado de Pröbster 1998.....	15

## RESUMEN

Actualmente el hombre busca la perfección y la belleza corporal, donde el área facial representa una de las partes del cuerpo de mayor interés y dentro de esta área, la sonrisa, que juega un papel muy importante. En ese afán de lograr una sonrisa agradable, la ciencia odontológica ha evolucionado, con el objetivo de desarrollar nuevos materiales y técnicas restauradoras que permitan realizar tratamientos estéticos y al mismo tiempo preservar el tejido dentario sano. Entre estas técnicas restauradoras están las carillas de porcelana y los bordes cerámicos, que amplían el espectro terapéutico disponible para la rehabilitación estética y funcional del sector anterior de los dientes. Las carillas de porcelana son restauraciones efectivas y duraderas a corto y mediano plazo, según estudios clínicos longitudinales; mientras que, los bordes cerámicos son un tratamiento novedoso que trata los defectos incisales en los dientes anteriores. Estas dos modalidades de tratamiento deben ser del conocimiento de todo odontólogo restaurador, debido a que constituyen una alternativa más dentro de un amplio grupo de técnicas restauradoras, que permiten restablecer la estética y la función en el sector anterior, con la máxima conservación de tejido dentario sano.

## INTRODUCCIÓN

En años recientes ha incrementado el interés por la estética dental, produciéndose cambios en la odontología restauradora. Estas transformaciones han llevado a la aparición de nuevos valores, entre ellos la estética como requisito fundamental del siglo XX, la cual, es masificada por los medios de comunicación. Siendo la estética algo placentero, de apariencia natural y armoniosa, la sociedad actual busca encontrar en el campo odontológico tratamientos restauradores con estas características, puesto que pareciera haber un consenso universal, en que una sonrisa agradable constituye una parte importante en la composición del aspecto general del individuo.

Por esta razón, la odontología ha desarrollado técnicas y materiales restauradores que intentan modificar los elementos del sistema estomatognático que se encuentran en desarmonía, dándoles el aspecto estético deseado y reestableciendo la función de todo el sistema. Estos avances están dirigidos hacia la máxima conservación de tejido dentario sano, porque hasta hace poco la obtención de la estética ideal tenía como precio la utilización de técnicas complejas que originaban la pérdida considerable de estructura dental sana. Dentro de esta evolución, se logró la creación de los nuevos sistemas adhesivos y cerámicos, que permiten realizar nuevas técnicas restauradoras que amplían la gama de tratamientos existentes para la restauración dental, logrando la conservación de tejido dental sano y la restitución de la estética y la función.

Entre estas técnicas conservadoras están las carillas de porcelana y los bordes cerámicos, que le ofrecen al paciente una nueva alternativa de tratamiento. Estas restauraciones deben ser ampliamente estudiadas, se deben conocer todos los aspectos involucrados en su realización como son: el tipo de material cerámico con el cual se realizan las carillas y los bordes cerámicos; las indicaciones y contraindicaciones de su uso; ventajas y desventajas de las técnicas; el tipo de preparación dentaria; los principios de adhesión y cementación de las restauraciones y por último, todos los factores que determinan la longevidad de las mismas.

En cuanto a la longevidad, se ha estudiado principalmente el comportamiento clínico de las carillas de porcelana, a corto, mediano y largo plazo, en relación a la microfiltración y a la influencia del tipo de preparación dentaria en el modo de falla de la restauración; a diferencia de los bordes cerámicos, que por ser una técnica más novedosa, aún no presentan estudios longitudinales. Sin embargo, estos tópicos deben seguir investigándose con el propósito de unificar criterios y solucionar los problemas que afectan la longevidad de estas restauraciones.

Lo anteriormente señalado, permite realizar una adecuada selección de casos para la realización de carillas de porcelana y bordes cerámicos con resultados exitosos de tratamiento, así que el objetivo de este trabajo especial de grado es analizar y discutir las carillas de porcelana y los bordes cerámicos como alternativas restauradoras del sector anterior.

## II. REVISION DE LA LITERATURA

### 1. CERÁMICA DENTAL

#### 1.1 Definición de cerámica dental

La palabra **cerámica** deriva del griego **Keramikos** que significa tierra<sup>1</sup>, alfarería o material quemado<sup>2</sup>. Es un material primitivo definido como la combinación de uno o más metales con elementos no metálicos<sup>1,3,4</sup>; a través de la formación de enlaces iónicos y/o covalentes<sup>4,5</sup>.

La cerámica fue utilizada en diferentes formas a través de los siglos<sup>6</sup> pero no se conoce cómo el hombre comenzó a utilizarla. Se han encontrado artículos de cerámica que datan desde el año 23.000 A.C.<sup>2</sup> y hay referencias de tres formas básicas que son: la arcilla, los objetos de barro y la porcelana, ésta última es mucho más resistente que las otras dos, con ella se pueden producir piezas translúcidas en espesores de 2 a 3 mm y la misma fue desarrollada en China desde el año 1000 DC.<sup>2</sup>.

La porcelana fue introducida como material restaurador dental en China y Europa durante el período de la revolución industrial<sup>2</sup>, en el siglo XVIII cuando se desarrolló la composición de la porcelana dental actual, la cual proviene de la estructura original de la porcelana cruda que consiste aproximadamente en un 50% de caolín ( $\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ), un 25% de feldespato ( $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ) y un 25% de cuarzo (forma cristalina de  $\text{SiO}_2$ )<sup>2</sup>. De tal manera que, la **porcelana** es un tipo de cerámica en la que coexisten un vidrio y cristales, y se define como loza (barro fino cocido) fina, transparente, clara y lustrosa<sup>4</sup>.



La primera utilización de la porcelana en odontología fue en 1728 por Pierre Fauchard, quien describió el uso de la porcelana para esmalte imitando el color y la forma del diente natural<sup>2</sup>. Luego se usó como base de dentadura<sup>2,6</sup> en el año 1774, por un parisino llamado Alexis Duchateau, el cual posteriormente colaboró con un dentista parisino llamado Dubois de Chemant, para mejorar el método de fabricación de la porcelana minimizando la contracción por cocción; ellos fueron los primeros en construir una dentadura completa en porcelana<sup>2</sup>. Pero no fue sino hasta 1808, que se produjo la comercialización masiva de dientes artificiales de porcelana, estos dientes fueron llamados **terrometálicos**, por el dentista italiano Fonzi y representan el primer sistema de porcelana fundida sobre metal. A partir de allí se desarrolló la industria de la porcelana como material restaurador, en América aproximadamente para el año 1817 y en Inglaterra en 1870<sup>2</sup>.

Posteriormente, en el año de 1887 se desarrolló la primera corona totalmente cerámica, creada por el odontólogo Charles Land, quién describió una técnica para la fabricación de coronas Jackets de porcelana usando una matriz de papel de aluminio y porcelana feldespática de alta fusión<sup>3,7</sup>, pero éstas presentaban poca resistencia flexural y alto índice de fallas; esto fue lo que llevó a Mc Lean y Hughes a desarrollar en 1965 una cerámica dental con núcleo de alúmina para mejorar la resistencia a la fractura de las coronas Jackets de porcelana<sup>3,8</sup>. El desarrollo de la porcelana dental con el objetivo de mejorar sus propiedades físicas y mecánicas, ha permitido crear diferentes tipos de cerámicas, como la porcelana con alto contenido de alúmina,

porcelana reforzada con leucita y vítreocerámicas<sup>4</sup>, las cuales son usadas según el caso clínico presente y serán explicadas posteriormente.

Como se mencionó antes, la porcelana dental se desarrolla por la modificación de la composición original de la porcelana cruda mediante la reducción del contenido de caolín y el incremento del feldespato<sup>2</sup>. Durante la fusión de la materia prima de la porcelana, el cuarzo es disuelto en el vidrio feldespático, mientras que el caolín, que es una forma de arcilla, se integra al feldespato durante la cocción de la porcelana, permitiendo obtener la masa moldeable para trabajar la porcelana<sup>4</sup>.

El feldespato es un mineral que se encuentra en la naturaleza y es una mezcla de óxidos de potasio, sodio y aluminio en determinadas proporciones<sup>4</sup>, es un aluminosilicato de sodio y/o potasio, y su fusión da lugar a la formación del vidrio feldespático y a la leucita<sup>4</sup>. La leucita es un mineral cristalino de potasio aluminosilicato<sup>3</sup>, que se forma cuando el feldespato se funde entre 1150°C y 1530°C, tiene un coeficiente de expansión térmica de 20 a 25 x 10<sup>-6</sup>/°C, a diferencia del vidrio feldespático que es de solo de 10 x 10<sup>-6</sup>/°C<sup>6</sup>. Por lo tanto, la función primaria de la leucita es aumentar el coeficiente de expansión térmica de la porcelana, además de incrementar la dureza y la temperatura de fusión<sup>6</sup>.

Como la porcelana dental usa una red a base de oxígeno y silicio (SiO<sub>4</sub>) para formar la matriz vítrea, que tiene alta temperatura de fusión y baja

viscosidad, se le deben añadir otros componentes para modificar sus propiedades, estos son generalmente óxidos de potasio, sodio, calcio, aluminio y boro<sup>1</sup>. Los tres primeros son usados como modificadores del vidrio y actúan como fundentes para interrumpir la red de SiO<sub>4</sub> y así disminuir la temperatura de fusión del vidrio; el óxido de aluminio es usado como óxido intermediario con el objetivo de aumentar la dureza y la viscosidad del vidrio; mientras que, el óxido bórico es usado también como un potente fundente y formador del vidrio<sup>1</sup>.

La parte cristalina de la cerámica usada comúnmente en odontología restauradora es la alúmina, que no es más que óxido de aluminio (AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), comúnmente extraído del mineral bauxita, el cual es básicamente óxido de aluminio hidratado<sup>1</sup>. La alúmina es probablemente el óxido más duro y resistente conocido, por lo tanto le confiere a la porcelana dureza, alta resistencia traccional, resistencia a la abrasión y al ataque químico. La alúmina sinterizada es de color blanco o crema y para ser usada como material restaurador se le deben añadir pigmentos para obtener la gama de colores necesaria<sup>1</sup>.

Por lo tanto, la **Cerámica Dental** no es más que un material compuesto de óxidos metálicos (como aluminio, calcio, litio, magnesio, potasio, sodio, estaño, titanio y circonio) y no metálicos (como silicio, boro, flúor y oxígeno), que se usan como componente estructural individual para la fabricación de prótesis a base de cerámica<sup>3</sup>.

Así, se puede resumir que en la actualidad, la cerámica o porcelana dental es definida como una cerámica vítrea basada en una red de sílice ( $\text{SiO}_2$ ) y feldespato de potasio ( $\text{K}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 6\text{SiO}_2$ ) o feldespato de sodio ( $\text{Na}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 6\text{SiO}_2$ ) o ambos, más pigmentos, opacadores y vidrios<sup>3,9</sup>, que es formada y luego consolidada por un tratamiento térmico a alta temperatura y en cuya estructura final se diferencian fases amorfas (vidrio) y cristalinas (cristales)<sup>4</sup>.

## **1.2 Propiedades físicas y mecánicas de la cerámica dental**

Como se mencionó anteriormente, en los materiales cerámicos los átomos están unidos por enlaces covalentes e iónicos<sup>10</sup>. Esta fuerte unión es la responsable de la gran estabilidad físico-química de la cerámica y de algunas de sus propiedades, tales como dureza, alto módulo de elasticidad, resistencia térmica y química<sup>3,10</sup>; así como un bajo coeficiente de variación dimensional térmica<sup>4</sup> de  $12,0 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ <sup>9</sup>.

Por otra parte, la ausencia de electrones libres condiciona su modo de reaccionar ante diversos agentes físicos, así, la cerámica tiene la propiedad física de ser aislante térmico y eléctrico<sup>3,4</sup>, esto debido a que los átomos metálicos transfieren sus electrones más externos a los átomos no metálicos, estabilizándose los electrones altamente móviles<sup>3</sup>. Además, la carencia de electrones libres no permite la absorción de la energía luminosa, por ende la cerámica aparece transparente<sup>4</sup>, ésta cualidad le otorga a la cerámica características estéticas de interés en el campo odontológico, que serán analizadas posteriormente.

En cuanto a las propiedades mecánicas la principal característica de los materiales cerámicos es su gran rigidez o elevado módulo de elasticidad<sup>3,4</sup>, que alcanza los 69 Gpa<sup>9</sup>, esto se explica por la gran energía de las uniones covalentes y por la imposibilidad de desplazar los átomos en el caso de las uniones iónicas, porque ello implica llevar iones de igual carga a una proximidad inmediata<sup>4</sup>. Este fenómeno, también explica porqué ante una carga las dislocaciones no se trasladan sino que se propagan en forma de rajadura originando la ruptura súbita de la cerámica, sin desarrollarse ninguna deformación permanente previa, por lo tanto, la cerámica es considerada un material frágil, no resiliente ni tenaz<sup>4</sup>.

Otra propiedad del material cerámico es la alta resistencia ante cargas compresivas pero baja resistencia traccional<sup>3,4,11</sup>, esto se explica porque los átomos o iones que tienden a rechazarse por la naturaleza de su carga, con la tracción se separan, mientras que con las cargas compresivas los átomos se acercan, también se explica por la imposibilidad de disipar las tensiones traccionales por medio del traslado de dislocaciones<sup>4</sup>.

En base a esto, Craig<sup>9</sup>, refiere valores de resistencia compresiva para la porcelana fundida de 172 Mpa, resistencia transversal entre 62 y 90 Mpa, resistencia al cizallamiento de 110 Mpa y resistencia traccional diametral inferior a 34 Mpa<sup>9</sup>. Mientras que, Mc Lean<sup>10</sup>, reporta entre las propiedades mecánicas de la cerámica, valores de resistencia flexural de la porcelana feldespática entre 60 a 70 Mpa (Tabla I).

<b>Propiedades Mecánicas de la Porcelana Dental</b>	
Módulo elástico	69 Mpa
Resistencia Compresiva	172 Mpa
Resistencia Transversal	62-70 Mpa
Resistencia al Cizallamiento	110 Mpa
Resistencia Traccional Diametral	< 34 Mpa
Resistencia Flexural *	60-70 Mpa

**Tabla I. Propiedades mecánicas de la porcelana dental convencional. Datos tomados de Craig 1998 y \* Mc Lean 1983.**

Es importante señalar además, que existen mecanismos por medio de los cuales se dificulta o se detiene la propagación del defecto o rajadura dentro del material cerámico<sup>4</sup>. Mc Lean<sup>7</sup>, resume, el reforzamiento de la porcelana dental en cuatro métodos, a) la esmaltización del metal, es decir, coronas metal-porcelana; b) reforzamiento por dispersión de cristales de alúmina, leucita o cristales de óxido de aluminio y magnesio, llamados espinel; c) reforzamiento por dispersión por infiltración del vidrio en un núcleo de cerámica aluminica y d) cristalización del vidrio<sup>7</sup>. De este modo se originan, diferentes tipos de porcelana, cada una con propiedades mecánicas y físicas igualmente diferentes, las cuales se analizaran posteriormente.

La incorporación de cristales en el vidrio, hace que la rajadura puede propagarse solo si es capaz de atravesar o rodear al cristal; así, la resistencia de la porcelana dental variará de acuerdo a la cantidad y al tipo de cristal incorporado<sup>4</sup>.

Por otra parte, la selección de un material cerámico óptimo está determinada no solo por sus propiedades mecánicas, su biocompatibilidad y su longevidad, sino también, por sus propiedades ópticas innatas tales como translucidez, luminiscencia y color del material por sí mismo<sup>12</sup>.

Cuando la luz entra al cuerpo de la porcelana, ésta inmediatamente es dispersada en todas direcciones debido a la refracción de la luz dentro de la porcelana. La refracción no es más que la variación de la dirección o inclinación de la onda de luz o de la energía cuando pasa de un medio a otro. La onda de luz dentro de la cerámica se inclina en el límite del vidrio, el colorante y la fase cristalina<sup>13</sup>; por la diferencia en el índice de refracción de cada material. Cuando la luz pasa del aire o del vacío a un material denso, la velocidad de la luz disminuye. La división de la velocidad de la luz en el aire (300 Km. por seg.) entre la velocidad de la luz en el vidrio (200 Km. por seg.), da un valor de 1.5 que representa un fenómeno óptico, que es lo que se conoce como índice de refracción.

Por otra parte, cuando la luz es dispersada de una manera no controlada en un cuerpo y este a su vez permite el paso de la luz a través del material, origina lo que se conoce como material translúcido<sup>13</sup>. Así, la translucidez es definida como la capacidad de un objeto en dispersar un poco de luz, transmitir otra parte y el resto de la luz absorberla<sup>13</sup>, es decir, un material translúcido permite el paso de la luz a través de su estructura<sup>14</sup>. La translucidez es característica de las cerámicas vítreas debido a su bajo nivel de

cristalización, mientras que, los materiales cerámicos con alta proporción de material cristalino como la alúmina, aparecen opacos debido a la desigualdad en el índice de refracción entre el material cristalino y la matriz vítrea<sup>6</sup>.

Además de la composición de la porcelana, los procedimientos técnicos de sinterización también afectan el grado de translucidez de la restauración, porque la calidad de condensación cuando se aplica la porcelana, determina la cantidad de espacios abiertos o poros presentes después de la cocción de la restauración, la cual puede ser al aire o al vacío. En cada interfase entre los poros y la fase vítrea o cristalina de la estructura cerámica hay una diferencia en el índice de refracción, causando un cambio en la dirección de la luz, lo cual resulta en dispersión y a su vez en un incremento de la opacidad<sup>13</sup>.

Otra propiedad óptica importante es la opalescencia, que es la capacidad de un material translúcido de aparecer azul ante la luz reflejada y amarillo naranja ante la luz transmitida. Esto le da un aspecto de vitalidad a la porcelana dental<sup>6,15</sup> y se logra con la adicción de concentraciones mínimas de óxidos de alto índice de refracción, en un rango de tamaño cercano a la longitud de onda de luz visible<sup>15</sup>. La formulación para lograr opalescencia es introducida en numerosas porcelanas incisales<sup>15</sup>.

La cerámica dental debería presentar de igual manera cierto grado de fluorescencia cuando es iluminada con luz ultravioleta, esto debido a que los dientes son fluorescentes, es decir, emiten luz visible cuando son expuestos a



la luz ultravioleta<sup>6</sup>. Esta propiedad esencial hace que los dientes se vean más blancos y más claros a la luz del día. Debido a que la dentina, al parecer, tiene una mayor fluorescencia en relación al esmalte, permitiendo que los dientes reluzcan desde el interior dotándolos de vitalidad, se le agregan a la cerámica ciertos componentes poco frecuentes como europio, terbio, cerio o iterbio para producir éste fenómeno, pero ninguno reproduce exactamente la fluorescencia de los dientes naturales<sup>16</sup>. La fluorescencia otorga vitalidad a la restauración y minimiza el efecto metamérico entre los dientes y la restauración<sup>6</sup>, refiriéndose como metamerismo el fenómeno que aparece cuando el color de dos objetos se asemeja al ser vistos con una fuente de luz y no bajo otra fuente<sup>17</sup>.

De tal manera que, las propiedades ópticas innatas y duraderas de la porcelana dental, hacen que la misma sea altamente usada como material restaurador, gracias a la apariencia natural que muestran las restauraciones, caracterizadas por ofrecer vitalidad y estética<sup>15</sup>.

En resumen, la porcelana dental es un material rígido, con alta resistencia compresiva, biocompatible, con resistencia química y térmica, translúcido, opalescente, fluorescente y de color semejante al diente natural, propiedades que lo hacen óptimo para la restauración dental. También es un material frágil, no resiliente ni tenaz, con baja resistencia traccional y flexural, por ello se han desarrollado diferentes técnicas y tipos de porcelana dental con el fin de mejorar sus propiedades físicas y mecánicas para que como material restaurador cumpla con los criterios de resistencia, adaptado y estética<sup>18</sup>.

### 1.3 Clasificación y usos de los sistemas cerámicos

Según Macchí<sup>4</sup>, las cerámicas dentales se clasifican en función de sus componentes a manera general en: a) **porcelana feldespática**, constituida por cristales de leucita y por óxidos de potasio, óxido de sodio y óxido de aluminio que forman un vidrio feldespático; es una porcelana con alta translucidez y con resistencia flexural no mayor a 100 Mpa<sup>4,10</sup> por lo que es útil para restauraciones que no reciban elevados esfuerzos oclusales; b) **porcelana con alto contenido de leucita**, cuya cantidad y tamaño adecuado de cristales de leucita permite aumentar la resistencia flexural a más de 100 Mpa, con esta porcelana pueden realizarse restauraciones sometidas a mayores esfuerzos; c) **porcelana con alúmina**, la cual contiene entre un 35% y 80% de alúmina en su masa, logrando aumentar la resistencia flexural a valores que pueden llegar a 200 Mpa<sup>4,9,10</sup> y hasta 500 Mpa, la porcelana es opaca y útil para confeccionar núcleos de porcelana de alta resistencia; d) **vitriocerámicas**, que consisten en una estructura vítrea que es sometida a un tratamiento térmico para crear la formación de cristales de leucita determinando la estructura bifásica<sup>3,4</sup>, tiene propiedades mecánicas superiores a la porcelana feldespática, pero no tan elevadas como las porcelanas alumínicas<sup>4</sup>.

Por otro lado, la porcelana dental se clasifica de acuerdo a la temperatura de fusión en: porcelanas de alta fusión, aproximadamente 1.300°C; porcelana de media fusión, entre 1.100 y 1.300°C; porcelana de baja fusión, entre 850 y 1.100°C y porcelanas de muy baja fusión, menor de 850°C. Actualmente se utilizan solo las porcelanas de baja y muy baja fusión en la elaboración de

restauraciones y prótesis, mientras que, las de alta fusión se emplean a nivel industrial para la confección de dientes artificiales<sup>3,4</sup>.

También se clasifican en porcelana sobre metal y porcelana para restauraciones libres de metal, según el tipo de restauración que será confeccionada. Las primeras son a base de porcelana feldespática y las segundas son las llamadas cerámicas de alta resistencia<sup>4</sup>.

En resumen, la porcelana dental que se utiliza hoy en día para la confección de restauraciones cerámicas, son las de baja y muy baja fusión; éstas también se clasifican según sus componentes en porcelana feldespática, porcelana reforzada con leucita, porcelana alumínica y vitriocerámicas, cada una de ellas tiene características y propiedades individuales que las hacen útiles para los diferentes tipos de restauraciones cerámicas, ya sean sobre metal o totalmente cerámicas.

#### **1.4 Cerámicas de alta resistencia para carillas y bordes**

Los sistemas cerámicos para restauraciones cerámicas libres de metal se clasifican<sup>19</sup> según la composición de los materiales, según el procedimiento de elaboración y según su aplicabilidad clínica.

De acuerdo a la composición de los materiales, se subclasifican en cerámicas formadas predominantemente por óxido de aluminio o en cerámicas formadas predominantemente por vidrio (Tabla II) y según el procedimiento de

elaboración, se subclasifican en cerámicas modeladas por sinterización, cerámicas coladas, cerámicas prensada en caliente, sistema de copiado rectificado y CAD/CAM<sup>19</sup> (Tabla III).

<b>Material cerámico formado predominantemente por óxido de aluminio</b>	<b>Material cerámico formado predominantemente por vidrio.</b>
In Ceram Alúmina (Vita Zanhnfabrik) In Ceram Spinell (Vita Zanhnfabrik) Procera All Ceram (Nobel Biocare)	Dicor (De Trey)* Optec (Jeneric/Pentron) IPS Empress (Ivoclar) Celay Feldspatkeramik (Vita Zanhnfabrik) Cerec MK II (Vita Zanhnfabrik)

\* Actualmente de escaso interés clínico

**Tabla II. Clasificación según la composición de los materiales. Tomado de Pröbster 1998.**

<b>Modelado Por sinterización</b>	<b>Colado</b>	<b>Prensado en Caliente</b>	<b>Copiado Rectificado</b>	<b>CAD/CAM</b>
Optec	Dicor	IPS Empress	Celay Feldespat	Cerec MK II
In Ceram			Celay In Ceram	Cerec In Ceram Procera

**Tabla III. Clasificación según el procedimiento de elaboración. Tomado de Pröbster 1998.**

Estos nuevos sistemas cerámicos de alta resistencia están desarrollados especialmente para la fabricación restauraciones metálicas libres de metal, como son las incrustaciones, carillas, bordes cerámicos, coronas completas y prótesis fijas de pocas unidades. Los sistemas más nombrados y utilizados en el mercado se mencionaran a continuación.

**1.4.1 OPTEC-hsp (Jeneric/Pentron).** Es un vidrio feldespático reforzado con cristales de leucita en una concentración de 50,6% en peso<sup>15</sup>. Los cristales de leucita están repartidos en forma homogénea<sup>3,19</sup> y tienen un tamaño variable entre 0,8 y 27,2  $\mu\text{m}$ , siendo los de menor tamaño los que mejoran la disipación de las cargas y aumentan la resistencia de la porcelana<sup>20</sup>. Las restauraciones son fabricadas con un polvo de vidrio que contiene leucita, mediante el mismo proceso de sinterización usado para la porcelana dental convencional<sup>15</sup>, en el cual se colocan las masas cerámicas con la técnica de estratificación<sup>3,19</sup>.

La resistencia mecánica de Optec es mayor que la de la porcelana feldespática<sup>3</sup>. Sus ventajas son la falta de una subestructura de metal u opaca, buena translucidez y resistencia moderada a la flexión. Sus desventajas son la inexactitud marginal producto de la contracción de condensación de la porcelana y su potencial de fractura en dientes posteriores<sup>3</sup>.

La cerámica Optec es útil para incrustaciones, coronas anteriores y carillas siempre que se den las condiciones clínicas necesarias de suficiente estructura dentaria sana que se pueda acondicionar para lograr la adhesión a la restauración<sup>19</sup>, la cual debe ser arenada y cementada con un agente de cementación resinoso<sup>3,20</sup>.

**1.4.2 IPS EMPRESS (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein).** Fue desarrollada en 1991, es una cerámica de vidrio reforzada por dispersión de leucita<sup>3,21,22</sup>. Su contenido de cristales de leucita, varía entre un 30% y 40% de volumen<sup>23</sup>, esos

cristales tienen pocos micrómetros de tamaño y son producidos por la cristalización controlada de un vidrio especial que contiene un agente de nucleación<sup>24</sup>. El sistema Empress consiste en una cerámica que se calienta en un cilindro y se inyecta bajo presión sometida a altas temperaturas, el prensado reduce la porosidad y logra el ajuste y la reproductibilidad adecuada de la restauración<sup>19</sup>. La distribución homogénea de los cristales de leucita dentro de la matriz de vidrio, observada durante la fase de enfriamiento y después del prensado, contribuye a incrementar la resistencia del material<sup>3,19</sup>, cuyo valor de resistencia flexural oscila entre 160 y 180 Mpa<sup>25</sup>.

Las ventajas de esta cerámica son la falta de núcleo metálico o cerámico opaco, su moderada resistencia flexural y la excelente estética, por su alta translucidez, además del excelente adaptado que se logra con las restauraciones de IPS Empress. Las desventajas son el potencial de fractura en áreas posteriores y la necesidad de un equipo de laboratorio especial<sup>3</sup>. Esto hace que, IPS Empress sea especialmente útil para incrustaciones, carillas (Gráfico 1), coronas unidas por sistemas de adhesión<sup>19</sup> y puentes de tres unidades totalmente cerámicos, en el sector anterior<sup>26</sup>.

Para el sistema IPS Empress se recomienda el uso de cemento resinoso, acompañado por la retención micromecánica mediante el acondicionamiento interno de la superficie de la restauración con ácido fluorhídrico y la silanización de la cerámica para permitir la adecuada saturación de microretenciones y así,

evitar cualquier propagación de microfracturas<sup>20</sup>. Este procedimiento será explicado posteriormente.



**Gráfico 1. Carilla laminada de IPS-Empress (Ivoclar). Técnica de pintura, el color final de la restauración será influenciado por el color del agente de cementación. Tomado de Bottino 2001.**

**1.4.3 IPS EMPRESS 2 (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein).** Es una cerámica vítrea de disilicato de litio desarrollada con el propósito de obtener una cerámica que combine las características de alta resistencia y translucidez. IPS Empress 2 tiene un contenido cristalino mayor del 60% en volumen, en la cual se logra mantener la translucidez de la subestructura a pesar del alto porcentaje de cristales, debido a que los cristales de disilicato de litio tienen un índice de refracción semejante al de la matriz vítrea, que no dispersan el paso de la luz<sup>23</sup>. Estos cristales de disilicato de vidrio miden de 0,5  $\mu\text{m}$  a 4,0  $\mu\text{m}$  de largos, están densamente dispuestos y unidos uniformemente a la matriz vítrea<sup>23</sup>; forman una estructura interconectada que impide la propagación de las grietas, elevando la resistencia a la fractura y a la flexión aproximadamente hasta 340  $\text{Mpa}$ <sup>23</sup>. Esta cerámica constituye la subestructura del sistema; mientras que, la cerámica de recubrimiento está constituida por una cerámica vítrea que

contiene cristales de fluorapatita, con forma y composición idéntica a los del diente natural, proporcionándole a la cerámica excelentes propiedades físicas y ópticas, como son: resistencia a la abrasión, translucidez, fluorescencia, opalescencia y brillo, al igual que el diente natural<sup>23</sup>.

Este sistema está indicado para coronas y prótesis fijas de tres unidades anteriores o posteriores hasta el segundo premolar<sup>23</sup> y la cementación puede hacerse con cementos convencionales, como el cemento de vidrio ionomérico modificado con resina o con cementos resinosos, precedida por el acondicionamiento de la porcelana y la aplicación del agente de silanización<sup>20</sup>.

**1.4.4 IN CERAM (Vita Zahnfabrik).** Se presenta en tres formas, con alúmina; spinell, y zirconio. In Ceram es una cerámica de óxido de aluminio sinterizada e infiltrada por vidrio<sup>16</sup>; que consiste en dos fases interpenetradas, la primera fase es el óxido de aluminio parcialmente sinterizado y poroso y la segunda fase es el vidrio de lantano aluminosilicato con pequeñas cantidades de sodio y calcio. El lantano disminuye la viscosidad del vidrio para permitir la infiltración y aumenta la translucidez de la porcelana por su mayor índice de refracción<sup>15</sup>.

El vidrio tiene baja fusión y se infiltra en el óxido de aluminio para crear una microestructura cerámica homogénea, que carece prácticamente de poros, con alta densidad. Las estructuras de In Ceram tienen una elevada resistencia<sup>3,15,19,22</sup>, la cual se debe a que en la cerámica aluminosa, las partículas de alúmina actúan dispersando la grieta, previniendo la extensión de



la fisura y elevando las tensiones requeridas para causar la propagación completa de la grieta y por ende la fractura<sup>18</sup>.

En la estructura cerámica la grieta eventualmente toma la ruta de menor resistencia que es la fase de vidrio, por ser la fase más débil. En el caso de una estructura interpenetrante la grieta continuamente se encuentra con capas alternas de cada fase, en el caso de In Ceram esas capas son la alúmina y el vidrio, así no hay una simple ruta de menor resistencia que permita la propagación de la grieta a través del material<sup>18</sup>.

El reforzamiento también se debe al entrecruzamiento friccional entre el vidrio y la alúmina lo que aumenta la resistencia a la propagación de la grieta y secundariamente incrementa la resistencia flexural. Además de éste mecanismo, se desarrollan tensiones compresivas alrededor de las partículas de alúmina y el vidrio, debido a la desigualdad en el coeficiente de expansión térmica de ambas fases, ésta zona de tensión disminuye la propagación de la grieta y refuerza al material<sup>18</sup>. Anusavice<sup>3</sup>, refiere alta resistencia a la flexión del núcleo de In Ceram con valores de 450 Mpa, comparada con la resistencia de 100 a 150 Mpa para Dicor, Optec e IPS Empress.

Esta alta resistencia es confirmada en el estudio realizado por Rizkalla *et al.*<sup>27</sup>, donde compararon el modulo de ruptura, modulo elástico y valores de dureza del núcleo de In Ceram, vidrio de In Ceram, y de la cerámica aluminosa convencional Hi Ceram y Vitadur. Los resultados obtenidos mostraron que los

valores de modulo de ruptura de In Ceram núcleo es de 484 Mpa, significativamente mayor al modulo de ruptura de Vitadur (150,89 Mpa) y Hi Ceram (127,96 Mpa); el módulo elástico y los valores de dureza también fueron mayores en In Ceram que en los otras dos cerámicas. Los autores concluyeron que las propiedades mecánicas de In Ceram son superiores a las cerámicas aluminosas convencionales.

En otro estudio realizado por Segui *et al.*<sup>28</sup>, se midió la resistencia flexural a través de la determinación del modulo de ruptura de varias cerámicas, los resultados arrojaron que In Ceram tiene un modulo de ruptura de 446,4 Mpa lo cual es significativamente mayor que los otros sistemas cerámicos estudiados como Vitadur núcleo (24,8 Mpa), Vitadur dentina (63,1 Mpa), Mirage (70,3 Mpa), Optec (105.3 Mpa), Dicor (124,7 Mpa) y Hi Ceram (141,5 Mpa). Los autores concluyeron que In Ceram es una de las cerámicas más resistentes disponibles para la confección de restauraciones cerámicas<sup>28</sup>.

Igualmente Giordano<sup>18</sup>, evaluó la resistencia flexural de varios sistemas cerámicos entre ellos la cerámica infiltrada, In Ceram; la cerámica vítrea, Dicor y una porcelana feldespática convencional. Los resultados mostraron valores de resistencia flexural para In Ceram infiltrada de 236,15 Mpa; mientras que, la porcelana feldespática tuvo un valor de 69,74 Mpa y el sistema Dicor colado obtuvo un valor de 71,48 Mpa y Dicor pulido de 107,78 Mpa. Giordano concluye que en base a estos valores la resistencia flexural de In Ceram es dos veces mayor a la de Dicor y tres veces mayor a la porcelana feldespática.

Las ventajas de In Ceram son alta resistencia flexural, la falta de metal como subestructura y el excelente ajuste marginal; mientras que, sus desventajas son la opacidad del núcleo, lo inadecuado del grabado ácido y la necesidad de un equipo especializado para confeccionar la restauración<sup>3</sup>. In Ceram es útil para coronas totalmente cerámicas en la región anterior y posterior, puentes fijos de tres unidades anteriores, incrustaciones de recubrimiento parcial o total<sup>3,20</sup>.

In Ceram Spinell, es una cerámica con mezcla de alúmina y magnesio y es sinterizada al vacío. Tiene el doble de translucidez que In Ceram Alúmina<sup>15,16,20</sup>, porque el índice de refracción de su fase cristalina se aproxima más al índice de refracción del vidrio y su procesado al vacío resulta en menor porosidad, lo que se traduce en menor dispersión de la luz, como se señaló anteriormente.

Esta propiedad hace que In Ceram Spinell esté indicado en aquellos casos en los que se necesite una alta translucidez<sup>20</sup>. Sin embargo, por poseer menor resistencia a la flexión que In Ceram Alúmina, alrededor de 150 Mpa, debido al mayor tamaño de las partículas, no está indicada para coronas en dientes posteriores<sup>16</sup>, sino para coronas individuales en dientes anteriores, carillas e incrustaciones de recubrimiento parcial o total<sup>20</sup>.

In Ceram Zirconio, consiste en una mezcla de óxido de zirconio y óxido de alúmina como material para la infraestructura, el óxido de alúmina constituye

aproximadamente el 67% de la estructura cristalina; el resto, contiene óxido de zirconio tetragonal, éstas partículas poseen uno de los más altos valores de tenacidad entre los materiales cerámicos, confiriéndole a la porcelana un aumento en la tenacidad y resistencia a la flexión y a la propagación de las fracturas<sup>20</sup>. Esta fase cristalina representa entre el 75 -80% de la estructura total de la cerámica, mientras que, el resto de la estructura, la fase vítrea, representa solo el 20-25%. In Ceram Zirconio está indicado en coronas posteriores, puentes de tres unidades sobre dientes naturales e implantes<sup>20</sup>.

El bajo porcentaje de fase vítrea en la cerámica In Ceram, hace difícil el grabado con ácido fluorhídrico para lograr la retención a la cerámica, siendo necesario la utilización de otros procedimientos, los cuales se mencionarán posteriormente.

**1.4.5 FINESSE ALL CERAMIC (Dentsply Ceramco).** Es una cerámica prensada de baja fusión, cuya microestructura le permite una alta resistencia flexural<sup>26</sup>. Esta microestructura posee solo un 8-10% de leucita, los cristales están distribuidos homogéneamente y presentan un tamaño pequeño, dando como resultado una superficie que puede ser fácilmente pulible y que contribuye con un menor desgaste<sup>26</sup>. Esta cerámica tiene un alto grado de translucidez<sup>29</sup> y opalescencia<sup>20</sup>, lo que la hace útil para restauraciones altamente estéticas. Este sistema puede ser usado para incrustaciones, carillas (Gráfico 2), coronas individuales y puentes totalmente cerámicos<sup>26</sup>. La cementación debe hacerse con cementos resinosos, previa silanización de la restauración cerámica<sup>20</sup>.



**Gráfico 2. Carillas laminadas de porcelana Finesse All Ceram (Dentsplay/Ceramco). Tomado de Bottino 2001.**

**1.4.6 CERÁMICAS CAD/CAM.** Son cerámicas fabricadas para el sistema CAD/CAM o de máquinas guiadas por computadoras. El sistema CAD/CAM utiliza un proceso de eliminación o sustractivo que permite elaborar restauraciones dentales a partir de piezas brutas prefabricadas, que tienen propiedades bien definidas. Existen dos sistemas CAD/CAM que son CEREC y CELAY con los cuales se pueden disminuir los errores de fabricación de las restauraciones<sup>19</sup>.

Las características de este sistema son: a) la eliminación del procesamiento de la cerámica, con lo que aumenta el control microestructural; debido a que las propiedades físicas y ópticas son directamente dependiente del proceso de fabricación de la cerámica, por lo tanto, una cerámica prefabricada puede generalmente proveer un material superior comparado con la porcelana procesada en el laboratorio dental; por ejemplo, los bloques de In Ceram optimizados por la máquina Celay son una excelente muestra de esta condición y b) los fabricantes proveen unos bloques cerámicos de tamaño

pequeño donde la forma compleja de la restauración es controlada por la máquina<sup>15</sup>.

Por otra parte, para estos sistemas hay dos clases de cerámicas disponibles que son: a) dos porcelanas feldespáticas, Vita Mark II y Celay de la casa Vita y b) dos cerámicas vítreas, DICOR MGC claro y DICOR MGC oscuro, de la casa Dentsplay<sup>15</sup>.

CELAY (Mikrona, Spreitenbach, Suiza), es un procedimiento de copiado rectificador, preciso, mecanizado, en el que se explora un modelo vaciado de resina de la restauración y se rectifica la cerámica de forma sincronizada a partir de una pieza bruta de cerámica<sup>19</sup>. Las cerámicas que se pueden rectificar con este sistema son la cerámica feldespática por un lado, que representan el grupo de las cerámicas de vidrio para restauraciones adhesivas como incrustaciones, coronas parciales y carillas, y por el otro lado, las piezas brutas presintetizadas de In Ceram Alúmina e In Ceram Spinel, con el que se realizan puentes y coronas cementables de modo convencional<sup>19</sup>.

CEREC (Siemens, Bensheim), es un procedimiento con soporte informático CAD/CAM, que utiliza una máquina rectificadora a través de un registro tridimensional de datos ópticos y un cálculo computarizado para fabricar restauraciones a partir de piezas brutas de cerámica. El diente tallado es medido directamente en la boca del paciente por un sensor óptico, los datos obtenidos son almacenados en la computadora y utilizados para la

construcción semiautomática de la restauración<sup>19</sup>. Los bloques de cerámica industrializados prefabricados que se utilizan para este sistema son Vita MKII (Vita Cerec blocks) y Dicor MGC (Dicor Cerec blocks). Este sistema está indicado principalmente para incrustaciones y carillas laminadas<sup>20</sup>.

**1.4.7 PROCERA ALL-CERAMIC** (Nobel Biocare, Göterborg, Suecia). Es un sistema cerámico CAD/CAM, que consiste en un núcleo cerámico de óxido de alúmina de alta pureza sinterizado densamente al vacío, el cual es laminado con porcelana dental convencional para finalizar la restauración. El contenido de óxido de alúmina del copín es de 99,9% y la resistencia para éste material cerámico es la mayor alcanzada entre las restauraciones totalmente cerámicas usadas en odontología<sup>30</sup>.

Como se señaló, el sistema Procera consiste en un mecanismo CAD/CAM, donde el procedimiento es a través de la exploración del troquel del diente preparado con un escáner, en el cual, se digitaliza la superficie del muñón para construir una base de datos de más de 20.000 puntos de medición<sup>19</sup>.

Cuando la digitalización y el escáner finalizan la exploración del troquel, los datos son usados para definir la línea de terminación y otro computador comanda el diseño del contorno y espesor deseado del copín final, el cual, se hace con alúmina de alta pureza sinterizada al vacío, en un troquel de mayor tamaño al original para contrarrestar la contracción por sinterización<sup>30</sup>. El copín

terminado es enviado al laboratorio dental donde se realiza la cobertura o el laminado con porcelana dental convencional o con porcelana ALL-Ceram, la cual fue desarrollada específicamente para cubrir copines de alto contenido de alúmina<sup>30</sup>.

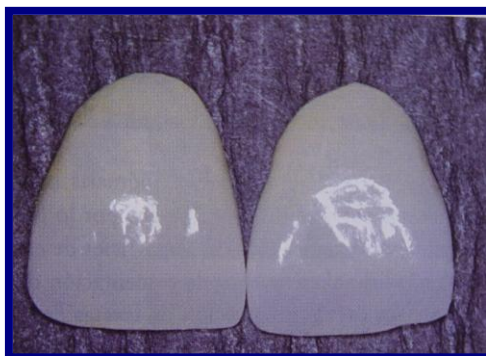
EL resultado final del proceso es una estructura cristalina densa, cuyos cristales tienen un tamaño promedio de 4  $\mu\text{m}$ , que aumentan la resistencia flexural de la cerámica a 601 Mpa<sup>30</sup>. Esto hace que, ésta cerámica está indicada para la confección de coronas individuales totalmente cerámicas<sup>30</sup>; aunque, han sido descritos en la literatura casos de carillas laminadas de Procera All-Ceram<sup>31</sup>, donde el espesor de la lámina de alúmina de alta pureza es de 0,25 mm, constituyendo el núcleo de la carilla, que posteriormente se finaliza de la misma manera que los copines de Procera All-Ceram de las coronas individuales. Esto gracias a que Procera All-Ceram, igualmente, posee estabilidad de color y provee excelentes posibilidades estéticas<sup>31</sup>.

Podemos concluir, que las cerámicas de alta resistencia deben su nombre al reforzamiento de la estructura interna de la porcelana, gracias a diferentes procesos como son la incorporación de cristales de leucita, alúmina, alúmina y magnesio (espinel), y zirconio; a la recristalización del vidrio y por último al procedimiento de elaboración de la cerámica con técnicas computarizadas que moldean bloques de porcelana altamente resistentes<sup>19</sup>. Las cerámicas, actualmente disponibles clínicamente son Optec, IPS Empress 1, IPS Empress 2, In Ceram en sus tres modalidades alúmina, espinel y zirconio; Finesse All-



Ceram, y las cerámicas para el mecanismo CAD/CAM, entre ellas Procera All-Ceram. Las dos primeras, es decir, Optec e IPS Empress<sup>1</sup> tienen valores de resistencia entre los 100 y 150 Mpa<sup>3,25</sup>, similar a la porcelana feldespática convencional; mientras que, las otras cerámicas presentan mayores valores de resistencia que van desde 350 Mpa para IPS Empress 2<sup>23</sup> hasta 601 Mpa para Procera All-Ceram<sup>30</sup>.

La utilidad de estas cerámicas, tanto la feldespática convencional como las cerámicas de alta resistencia, depende de la situación clínica presente, siendo especialmente útiles para la confección de carillas<sup>3,15,16,19,20,23,31</sup> y bordes cerámicos, la porcelana feldespática (Gráfico 3) y aquellas porcelanas que poseen altos valores de resistencia mecánica y de translucidez, además, de otras propiedades ópticas; estas cerámicas son Optec-hsp, IPS Empress, IN Ceram Spinell, Finesse All Ceramic, cerámicas para el sistema CAD/CAM y Procera All Ceramic, las cuales son eficientes para la realización de restauraciones altamente estéticas, que es uno de los principales objetivos a lograr hoy en día en la rehabilitación del sector anterior.



**Gráfico 3. Carillas estéticas indirectas de porcelana. Tomado de Jordan 1994.**

## 2. CARILLAS DE PORCELANA

### 2.1 Definición de carillas de porcelana

Las carillas de porcelana son definidas como revestimientos delgados de porcelana fijados directamente a los dientes usando resina compuesta como agente de unión<sup>32</sup>; son restauraciones parciales conservadoras que mejoran los dientes estéticamente<sup>33</sup>.

Las carillas constituyen una de las múltiples restauraciones dentales usadas para cubrir y enmascarar los defectos de la superficie labial de un diente anterior, son fabricadas en porcelana glaseada en el laboratorio y se unen al diente usando las técnicas adhesivas y un agente de cementación<sup>34</sup>.

Estas restauraciones parciales introducidas en las últimas décadas, representan uno de los tipos de restauraciones más duraderos y con características estéticas elevadas para la rehabilitación de la dentición anterior. Sin embargo, la idea original del uso de carillas fue propuesta por el Dr. Charles Pincus, a principios del siglo XX; éste clínico ligado al medio artístico de Beverly Hills cubría dientes no atractivos con láminas de porcelana unidas a la superficie facial del diente defectuoso, a través del uso de un adhesivo para dentaduras totales, las cuales eran cementadas de manera provisional mientras duraba la sesión de grabación en los estudios cinematográficos<sup>14,35,36</sup>. Esta técnica es considerada la precursora de las carillas laminadas y fueron llamadas originalmente **Puente Hollywood** y recientemente **Carillas Cosméticas**<sup>35</sup>.

Debido a la característica temporal de la unión de la carilla al diente, la técnica permaneció olvidada hasta que se desarrollaron los sistemas adhesivos propuestos inicialmente por Buonocuore<sup>37</sup> en 1955, quién describió el grabado ácido del esmalte con el propósito de incrementar la adhesión de los materiales acrílicos; pero no fue sino hasta el año 1983, cuando Simonsen<sup>38</sup>, Calamia<sup>39</sup> y Horn<sup>35</sup> reactivaron el interés por el uso de las carillas de porcelana, debido a que introdujeron procedimientos especiales de grabado ácido de la porcelana con la finalidad de mejorar sustancialmente la longevidad de la restauración. Estos autores<sup>35,38,39</sup> describieron una técnica para la preparación de la superficie de cerámica por grabado con ácido fluorhídrico, y la subsiguiente utilización de un agente acoplador, el silano, en conjunto con el uso de un cemento resinoso para aumentar la resistencia de unión del sistema carilla-diente.

Por otra parte, con esta técnica restauradora se utilizan las ventajas de la porcelana glaseada como son la ausencia de poros y la resistencia a la acumulación de residuos; además de ser considerado el material mejor tolerado por el tejido gingival<sup>35</sup>, estas características le proporcionan a la cerámica una excelente estética.

Se puede resumir así, que las carillas de porcelana son bloques de cerámica fijadas a la cara vestibular de un diente anterior a través de un cemento resinoso, fundamentalmente para mejorar el aspecto estético de los dientes<sup>4</sup>.

## 2.2 Indicaciones de las carillas de porcelana

Las carillas de porcelana constituyen una modalidad de tratamiento conservador dentro de la odontología restauradora, que logra aumentar la estética dental. Tienen una gran aplicabilidad clínica y múltiples indicaciones que le permiten al odontólogo satisfacer las necesidades del paciente. Están indicadas en todos aquellos dientes anteriores que por compromiso estético o funcional, necesiten tener una forma, tamaño y color adecuado<sup>14</sup>, por lo tanto están indicadas en:

- **Dientes con alteraciones de forma o posición** como son, los dientes cónicos, ectópicos y con microdoncia, permitiendo así, cerrar los espacios interdenciales y restaurar la forma. Están igualmente indicados en dientes que se encuentren en posición irregular dentro del arco; es decir, en dientes rotados, en linguoversión o labioversión, los cuales pueden ser alineados dentro del arco con la utilización de carillas <sup>14,35,39-44</sup>.
- **Cierre de diastemas**<sup>35,41,43</sup>, debido a que la carilla logra cerrar el espacio interproximal abierto que existe entre dientes vecinos y logra mejorar estéticamente la disposición de los dientes en la zona anterior. En muchos casos no es necesario el tallado dental para la restauración con carillas, puesto que existe espacio suficiente para su colocación, principalmente a nivel interproximal<sup>14</sup>. En caso de que los dientes estén alineados correctamente en el arco y presenten diastemas, el tallado dentario se realizará únicamente en la superficie vestibular, como se explicará más adelante.

- **Defectos estructurales** como en los dientes con amelogenénesis imperfecta; dientes con restauraciones múltiples, cuyo cuerpo de la restauración está descolorido y los márgenes están teñidos o pigmentados producto de la microfiltración marginal; en dientes fracturados (Gráfico 4-5); dientes cariados; dientes con lesiones no cariosas como por ejemplo la erosión, la abrasión y la atrición, las cuales provocan sensibilidad dentaria al frío, al calor y a los alimentos dulces, en estos casos, la carilla además de solucionar el problema estético, soluciona también la sensibilidad dentaria<sup>14,40,44,45,46</sup>.



**Gráfico 4. Incisivo central fracturado después de completar el tratamiento ortodóntico. Tomado de Castelnuovo 2000.**



**Gráfico 5. Incisivos centrales con carillas de porcelana restaurando ambas, la función y la estética. Tomado de Castelnuovo 2000.**

- **Dientes con numerosas grietas**, las cuales se observan en individuos atléticos, en pacientes que han sufrido traumatismos, o en aquellos que tienen el hábito de comer hielo, o cualquier otro hábito que cause agrietamiento del esmalte con el consecuente oscurecimiento dentario. Así, la carilla puede cubrir la grieta y evitar el futuro oscurecimiento<sup>40</sup>.
- **Restauración de guías oclusales** como son, la guía anterior y la guía canina<sup>14,44</sup>, las cuales pueden estar alteradas por diferentes factores como caries, bruxismo, restauraciones deficientes, atrición, erosión y fracturas; esto trae como consecuencia problemas en la dimensión vertical y durante los movimientos mandibulares. La carilla de porcelana mejora la estética<sup>14</sup> y rehabilita la oclusión; además, el carácter conservador de la preparación dentaria para carillas permite evitar mayores lesiones a los dientes ya comprometidos, porque se elimina el desgaste innecesario de tejido dentario sano.
- **Dientes con alteraciones de color**<sup>14,32,35,39,40,41,43,44,47</sup>, especialmente en dientes vitales que no respondieron al tratamiento con blanqueadores, en donde se desea preservar el tejido dental; en estos casos es fundamental el dominio correcto del grado de opacidad y translucidez del material restaurador<sup>14</sup>. En dientes con fluorosis, aunque ésta tinción es fácil de eliminar con blanqueamiento cuando es una tinción suave o moderada, pero en el caso de tinciones severas es necesario enmascarar el diente oscurecido con carillas (Gráfico 6).

Igualmente en dientes manchados con tetraciclina, que si es leve puede ser eliminada con peróxido de hidrógeno, pero si es moderada o severa debe tratarse con carillas. En dientes sanos oscurecidos por la edad; aunque el oscurecimiento es ligero producto de pigmentos en la comida, el café y el cigarrillo, algunos casos ameritan la restauración, siendo candidatos ideales para la colocación de carillas debido a la conservación de la integridad estructural, logrando solo modificar el color<sup>14,40</sup>. Por último en dientes oscurecidos por procedimientos endodónticos.

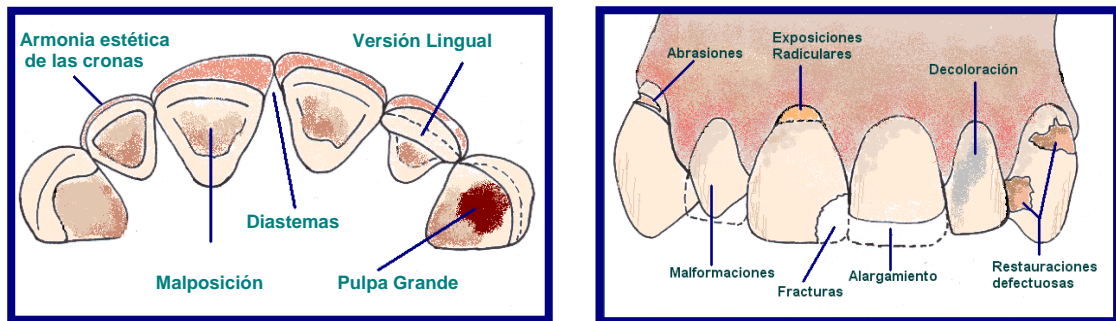


**Gráfico 6. Diente 11 con coloración alterada después del fracaso de la técnica de blanqueamiento dental. Indicación de carillas para el restablecimiento de la estética y cementación de la carilla laminada con cemento resinoso. Tomado de Botinno 2001.**

- **Prótesis adhesivas de porcelana pura**, donde los retenedores son carillas vestibulares cementadas a los dientes pilares de la prótesis; sin embargo, no hay estudios concluyentes sobre esta indicación<sup>14</sup>. Las carillas pueden ser usadas también para reparar prótesis fijas o coronas ceramo-metálicas<sup>14,35</sup>.

En conclusión, las carillas de porcelana pueden usarse como técnica restauradora en una gran diversidad de situaciones clínicas que principalmente

afectan a los dientes anteriores. Entre sus indicaciones (Gráfico 7), podemos mencionar dientes con alteraciones de color; dientes con alteraciones de forma y posición en el arco dentario; dientes con alteraciones estructurales; para la rehabilitación de la guía incisal y guía canina; para la construcción de prótesis adhesivas y para la reparación de prótesis ceramo-metálicas <sup>14,35,39-44</sup>.



**Gráfico 7. Indicaciones de carillas de porcelana. Tomado de Nicholson et al. 1991.**

### 2.3 Contraindicaciones de las carillas de porcelana

Las carillas de porcelana están contraindicadas o limitadas en los siguientes casos:

- **Cuando la pérdida estructural compromete la resistencia del diente**, por ejemplo, en un diente debilitado por restauraciones múltiples o por tratamiento endodóntico, debido a que el desgaste vestibular necesario para la colocación de la carilla puede comprometer aún más la resistencia de la estructura dental remanente. Sin embargo, ésta situación clínica no contraindica totalmente el uso de carillas, le corresponde al odontólogo decidir el tipo de tratamiento más recomendable, como puede ser el uso de un perno intrarradicular<sup>14</sup>. En tal sentido Jager et al.<sup>44</sup>, contraindican el uso de carillas en



dientes desvitalizados, señalan que es preferible la restauración con un perno y una corona.

- **Maloclusiones**, como en la oclusión Clase III de Angle, relación anterior borde a borde, o en aquellas personas donde la oclusión del diente antagonista pudiera incrementar el riesgo de fractura de la carilla de porcelana, por la excesiva concentración de tensiones durante la función<sup>14,34,39,40,44,45,48</sup>. Igualmente en pacientes con hábitos parafuncionales, como el bruxismo, aunque más que una contraindicación es una limitación<sup>34,35</sup>.

- **En dientes con poca estructura de esmalte dentario** y donde existen áreas extensas de dentina expuesta<sup>14,44,45</sup>, porque la ausencia parcial o completa de esmalte conlleva a lograr la retención de la restauración sobre la superficie de dentina, donde es probable obtener una adhesión menos confiable que la que se logra con el esmalte.

- **En dientes sometidos a tratamiento con fluoruros**, debido posiblemente a la necesidad de un mayor tiempo de exposición al grabado ácido y a una limpieza meticulosa del tejido dentario para lograr una adecuada retención de la carilla. Esta condición representa una limitación más que una contraindicación.

- **En dientes con extrema labioversión**<sup>14,39,40</sup>, debido a que la corrección de la posición del diente resultaría en un amplio desgaste, cuya magnitud

comprometería estructuralmente al diente, además de alterar la relación de contacto de los mismos en el arco. Los dientes vestibularizados si son tallados en base a un ligero desgaste de la superficie vestibular como está generalmente indicado, crearía un sobrecontorno de la restauración lo que agravaría aún más la vestibularización dentaria. Estos dientes pueden ser tratados con carillas siempre y cuando tengan como objetivo alterar apenas la forma o el color del diente y no la posición<sup>14</sup>.

- **En personas con pobre higiene oral**, en ellos el tejido gingival se encuentra deteriorado y la colocación de una carilla puede continuar y aumentar el problema periodontal<sup>40</sup>. Se recomienda un período de profilaxis y prueba que demuestre mejoras en la condición oral del paciente antes de colocar las carillas, de lo contrario este tipo de restauración está contraindicada.

Se puede resumir, que son pocas las contraindicaciones del uso de las carillas de porcelana, siendo principalmente limitaciones, que pueden ser bien controladas con una adecuada interrelación odontólogo-paciente; estas son referidas en la literatura como hábitos parafuncionales, relación de mordida anterior Clase III de Angle, relación borde a borde, fuerzas oclusales extremas, poca estructura de esmalte, áreas extensas de superficie dentinaria, dientes con mucha pérdida de estructura dentaria que comprometa la resistencia la restauración, dientes en extrema labioversión, dientes sometidos a tratamientos con fluoruros y pacientes con pobre higiene oral<sup>14,34,39,40,44,45,48</sup>.

## **2.4 Ventajas de las carillas de porcelana**

La principal ventaja de las carillas de porcelana es la conservación de tejido dentario sano, debido a la poca necesidad de tallado dentario, el cual es confinado idealmente solo al esmalte, esto cuando se compara con restauraciones más invasivas como las coronas <sup>34</sup>.

Cuando se comparan las carillas de cerámica con las carillas de resina, las ventajas son, estabilidad de color, mantenimiento del brillo y pulido de la restauración, mejor resistencia a la abrasión, mejor compatibilidad biológica con el tejido gingival, mejor adaptado de la restauración, ausencia de tinción de la restauración, excelente unión química y mecánica, resistencia a los efectos deletéreos del alcohol, medicamentos y otros solventes<sup>35</sup>, expansión térmica similar al esmalte, excelentes características estéticas<sup>49,50</sup> y gran aceptación por parte del paciente debido a que éstas restauraciones no le producen ninguna incomodidad. Además, constituyen un tratamiento reversible<sup>50</sup>.

## **2.5 Desventajas de las carillas de porcelana**

Entre las desventajas de las carillas de porcelana se encuentra la imposibilidad de cambiar el color de la cerámica; siendo posible modificar el color de la restauración solo a través del agente de cementación; y la imposibilidad de reglasear la carilla, por lo tanto, si se necesitan realizar algunos cambios en el largo, contorno o áreas de contacto, éstos deben ser limitados. Otra desventaja se produce durante la estabilización de la carilla

cuando se prueba el color del cemento, éste procedimiento es un paso difícil, durante el cual no se deben realizar fuerzas friccionales ni tensionales al posicionar la carilla sobre la superficie del diente. Por último, el costo de la carilla que incluye el trabajo a nivel del laboratorio<sup>35</sup>.

## **2.6 Preparación dentaria para las carillas de porcelana**

El diseño del tallado de las carillas de porcelana debe seguir la morfología del tejido duro y permitir la adaptación marginal óptima de la restauración<sup>51</sup>. La fase de preparación dentaria intenta crear un espacio para la colocación de la carilla sin originar sobrecontorno vestibular ni proximal, donde la necesidad de realizar un desgaste o no del diente depende principalmente de tres factores que son: la posición que el diente ocupa en el arco, el grado de oscurecimiento dentario y el tamaño y la forma del diente<sup>14</sup>.

La posición del diente, determina la necesidad de realizar un mayor o menor desgaste y ocasionalmente ninguna reducción facial, por esta razón, durante el examen clínico se debe evaluar si el diente está hacia vestibular, lingual o palatino. En el caso de dientes lingualizados se requiere un desgaste menor, porque el mayor espesor de la carilla corregirá el alineamiento vestibular del diente, a diferencia de la posición muy vestibularizada del diente donde existe la necesidad de realizar una preparación extensa a nivel de la dentina, esto contraindica el uso de carillas, como se mencionó anteriormente<sup>14</sup>. Por otro lado, en los casos de dientes ubicados en buena posición dentro del arco, pero que presentan manchas severas, es necesario

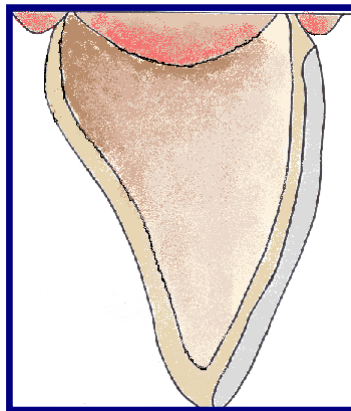
realizar una reducción marcada del esmalte para proveer un espesor adecuado para la porcelana, que impida el paso del color desde el fondo del diente<sup>36</sup>; por lo tanto, el grado de oscurecimiento dentario determina también la profundidad de la preparación dentaria.

De igual manera la forma y el tamaño del diente guía el tipo de tallado dentario; por ejemplo, los dientes con microdoncia o conoides no ameritan ninguna preparación pues la carilla compensa la anomalía de tamaño y forma<sup>14</sup>.

Ahora bien, debido a que existe una gran variedad de indicaciones para la restauración del sector anterior con carillas, el diseño original del tallado dentario puede sufrir modificaciones las cuales serán guiadas principalmente por la cantidad de estructura dental remanente, la relación oclusal anterior y la magnitud y dirección de las fuerzas que inciden sobre el diente y la restauración<sup>51</sup>, además de los factores antes mencionados.

Generalmente el tallado dentario para la restauración con carillas de porcelana incluye una secuencia de pasos que son: la reducción facial del diente, la reducción proximal, la reducción incisal y/o palatina y el tallado de la línea de terminación gingival, incisal o palatina, según el tipo de preparación a realizar<sup>14</sup>. Básicamente el tallado varía de acuerdo a la necesidad de cubrir o no el borde incisal y ésta diferencia es ampliamente evaluada en los estudios que se comentarán posteriormente.

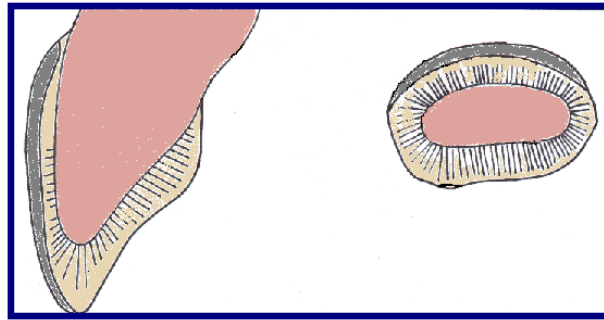
El diseño original para el tallado dentario fue propuesto por Horn<sup>35</sup>, quién sugiere una modificación ligera del esmalte labial, eliminando sus protuberancias (Gráfico 8). La reducción del esmalte superficial se hace por pulido o por un ligero desgaste con una piedra de diamante de grano fino para eliminar el esmalte ricamente fluorurado, que tiene efectos adversos en el proceso de adhesión; además, para eliminar el esmalte pigmentado y crear una superficie rugosa que favorezca la retención micromecánica. Horn<sup>35</sup>, también indica que la reducción labial del esmalte y la realización de un chaflán a nivel del margen cervical e incisal, minimiza la dimensión labiolingual y el sobrecontorno de la restauración.



**Gráfico 8. Preparación para restauración con carillas. Tomado de Horn 1983.**

Calamia<sup>39</sup>, por su parte, indica que el tallado consiste en reducir la longitud y las protuberancias excesivas del esmalte (Gráfico 9), a través de una ligera modificación del esmalte facial con una piedra de diamante. Sugiere además, desgastar el borde incisal, debido a que el diseño de la carilla con solapamiento incisal asienta mejor sobre el tejido dentario; este solapamiento puede ser mayor si se desea aumentar la longitud de la corona y si la oclusión

lo permite. Igualmente, describe que el chaflán a nivel gingival debe ser visible y a 1mm de la línea cervical del diente, pero hay que señalar que la posición de la terminación gingival puede modificarse, realizándose a nivel del margen gingival del diente o incluso dentro del surco gingival, esto dependiendo de la condición clínica presente y la necesidad de enmascarar el tercio cervical.

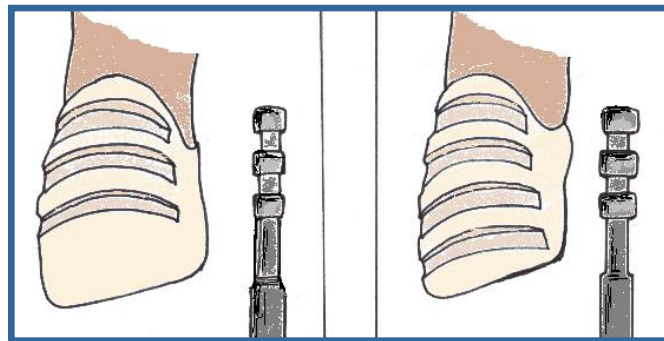


**Gráfico 9. Vista longitudinal y sección transversal de una carilla de Porcelana. Tomado de Calamia 1983.**

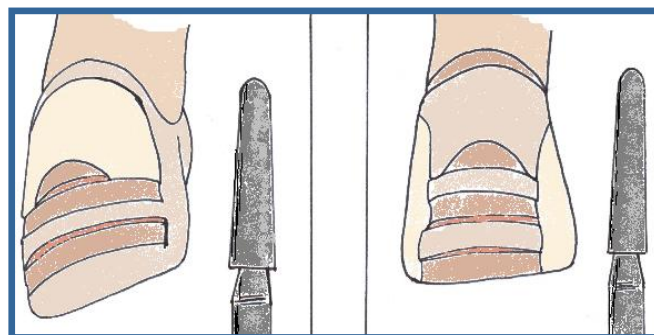
En relación al desgaste de la superficie labial, clínicamente se ha observado que la reducción de 0,5 mm provee suficiente espacio para obtener el espesor adecuado de la porcelana manteniendo resistencia y propiedades ópticas adecuadas. Este espesor también permite lograr una forma anatómica apropiada sin sobrecontornear el diente<sup>32,43,44,52</sup>. Esta reducción del contorno labial debe realizarse siguiendo la convexidad del diente, por ejemplo, en los incisivos la reducción se hace en dos planos para seguir su curvatura<sup>14</sup>.

En este paso se sugiere hacer ranuras horizontales de 0.5 mm de profundidad con un instrumento de diamante especialmente diseñado para ello, éste tiene forma de rueda y tiene una profundidad de 0,5 mm. Las ranuras guían la profundidad del corte facilitando la reducción vestibular del diente<sup>14,52</sup>.

Es importante señalar, que al determinar la profundidad del tallado se debe tomar en consideración el espesor del esmalte a nivel gingival debido a que algunos dientes presentan en ésta zona un esmalte delgado que no permite una profundidad de 0,5 mm; por ello algunos autores como Shillimburg<sup>43</sup>, Nordbo<sup>53</sup> y Jager<sup>44</sup> sugieren una profundidad de 0,3 mm en esta zona, la cual se hace igualmente con un instrumento en forma de anillo y cuya profundidad es de 0,3 mm, siendo entonces la reducción a nivel del tercio medio e incisal de 0,5 mm y de forma paralela siguiendo el contorno dentario, mientras que a nivel cervical la profundidad es de 0,3 mm (Gráfico 10).



**Gráfico 10. Ruedas para la orientación de la profundidad gingival y del tercio incisal: de 0,3 y 0,5 mm de profundidad. Tomado de Shillimburg 2000.**



**Gráfico 11. Reducción facial (mitad gingival) con piedra de diamante de extremo redondeado y reducción proximal con la misma fresa. Tomado de Shillimburg 2000.**



Luego se procede a realizar el desgaste vestibular continuo con una piedra de diamante troncocónica de extremo redondeado (Gráfico 11), creando al mismo tiempo en la porción gingival el chaflán el cual se extiende hasta el margen libre de la encía<sup>14,52</sup>. Esta superficie vestibular debe ser acabada con un instrumento de grano fino (Gráfico 12).

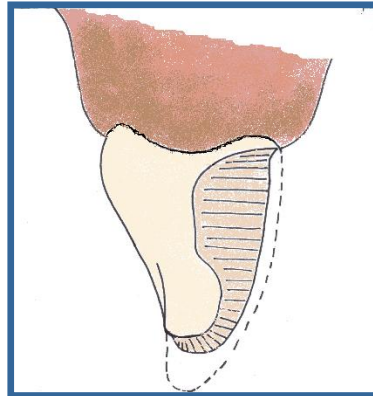
Esta posición de la línea de terminación cervical a nivel del margen libre de la encía facilita el aseo del paciente y hace más fácil el acceso e inspección de la restauración por parte del odontólogo. Sin embargo, en casos de oscurecimiento severo de la porción cervical donde esté comprometida la estética, se puede colocar la línea de terminación dentro del surco gingival<sup>14</sup>, hasta 1mm del borde libre de la encía para respetar el espacio biológico.

Se recomienda además, la retracción gingival durante el tallado de la terminación cervical para separar el margen libre de la encía y evitar su laceración; por otro lado, esto permite observar la unión cemento esmalte<sup>32</sup>.



**Gráfico 12. Acabado de la preparación con piedra de diamante de grano fino. Tomado de Bottino 2001.**

Posteriormente, la reducción vestibular se continua hasta la superficie proximal teniendo especial cuidado en mantener la relación de contacto, en caso de que el diente a restaurar tenga contacto con el diente vecino<sup>14,52</sup> (Gráfico 13). Para crear una línea de terminación uniforme en esta zona, se debe asegurar que la piedra de diamante esté paralela al eje axial del diente, esto garantiza que la extensión gingival en el área proximal sea igual a la reducción de la superficie proximal en el tercio incisal. Esta reducción proximal puede extenderse dentro del área de contacto, pero el corte debe detenerse justo antes de romper el contacto.

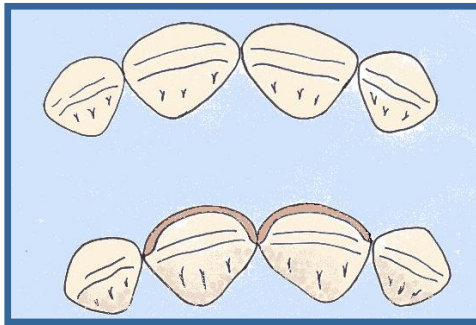


**Gráfico 13. Extensión de la reducción Vestibular hacia la superficie proximal. Tomado de Nicholson et al. 1994.**

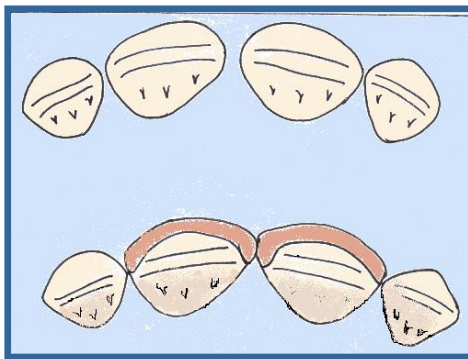
Cuando los dientes están alineados normalmente en el arco, la superficie proximal puede prepararse hasta el punto más sobresaliente del contorno labiopalatino (Gráfico 14), esta preparación enmascara el diente cuando es visto desde un ángulo proximal<sup>54</sup>.

A diferencia cuando hay diastemas, donde se realiza un mayor desgaste en la zona proximal adyacente al espacio para que la carilla sea continua con

la preparación dentaria (Gráfico15), evitando la invaginación lingual y el acumulo de placa bacteriana<sup>54</sup>.



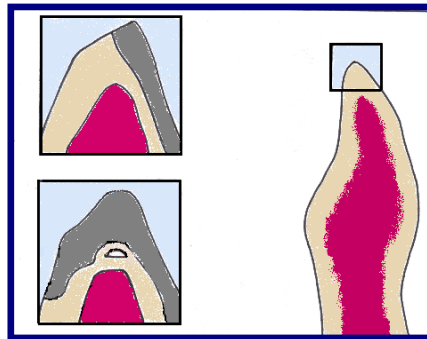
**Gráfico 14. Alineamiento normal de los dientes anteriores. Preparaciones de dos incisivos centrales y restauraciones con carillas. Tomado de Highton *et al.* 1987.**



**Gráfico 15. Diastemas en zona anterior de los dientes. Dos incisivos centrales preparados y restaurados con carillas. Tomado de Highton *et al.* 1987.**

Por otro lado, en el caso de múltiples dientes adyacentes que van a ser restaurados con carillas, los contactos proximales podrían abrirse con tiras de lija de acero, esto permite remover espículas de esmalte que pueden dificultar la adaptación de la carilla durante el proceso de cementación<sup>14</sup> y facilitar la separación de los troqueles sin dañar la línea de terminación proximal<sup>43</sup>.

El siguiente paso es la reducción incisal del diente, en la cual existen básicamente dos tipos de técnicas<sup>43</sup>, la primera consiste en la reducción incisal a expensas de la superficie vestibular, es decir, no se realiza ninguna reducción incisal o preparación de la superficie lingual; mientras que, en la segunda técnica el borde incisal es ligeramente reducido y la porcelana cubre el borde incisal terminando en la superficie lingual<sup>43</sup> (Gráfico 16).



**Gráfico 16. Preparación incisal sin cobertura incisal y con solapamiento incisal. Tomado de Highton *et al.* 1987.**

La preparación del borde incisal depende de la necesidad de alterar la longitud y el ancho labiolingual del diente<sup>55</sup>, del tipo de extensión de la restauración a realizar y de la distribución de la concentración de tensiones que durante la masticación se desarrollan en la interfase diente carilla<sup>34</sup>.

Si el borde incisal no va a ser modificado se recomienda la preparación en forma de ventana<sup>56</sup>; mientras que el recubrimiento incisal (Gráfico 17) está indicado en los siguientes casos: cuando el grosor incisal es delgado para soportar la carilla, cuando se desea un alargamiento de 1 a 2 mm del borde incisal<sup>32,43,55</sup>, cuando el margen facioincisal es visible y antiestético, cuando el

esmalte incisal está comprometido estructuralmente y en los casos en que el borde incisal esté sometido a tensión funcional; por ejemplo, en los dientes anteroinferiores<sup>32</sup>.

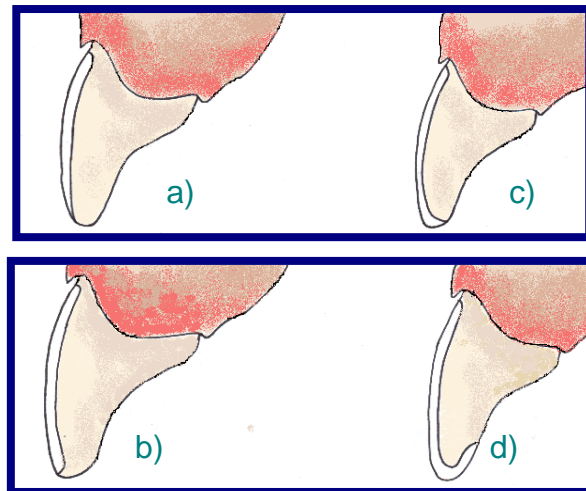


**Gráfico 17. Vista palatina del modelo con las carillas en posición. Diseño con cobertura incisal. Tomado de Bottino 2001.**

Esto hace que existan diferentes diseños (Gráfico 18) de la terminación incisal como son: a) el filo de cuchillo, el cual se logra con el aplanamiento vestibular del diente<sup>14</sup>; b) en chaflán a nivel incisal, c) la reducción de 0,5 mm del borde incisal en forma redondeada, creando una superficie curva que refracta la luz a nivel del borde incisal<sup>52</sup> y d)) la reducción de 1,0 a 1,5 mm del borde incisal donde la línea de terminación se extiende hacia palatino o lingual<sup>57</sup>, este diseño provee suficiente resistencia compresiva y horizontal de la carilla de porcelana.

Por su parte, Shillimburg<sup>43</sup>, sugiere realizar, si es posible, un chaflán suave de 0,5 mm de profundidad en la superficie lingual; lo cual depende del espesor del diente y de la oclusión del paciente, como se mencionó anteriormente. Sin embargo, Magne<sup>51</sup>, cuestiona si el chaflán que se prepara

habitualmente, debería ser sustituido por una línea de acabado en forma de hombro, en los casos de fuerzas traccionales excesivas en la cara palatina. Refiere que la terminación en hombro provee mayor espesor de la porcelana a nivel del margen, a diferencia de la extensión marginal fina de cerámica creada con la terminación en chaflán<sup>51</sup>.

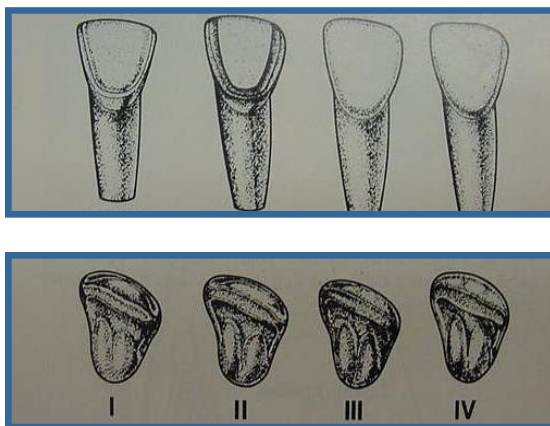


**Gráfico 18. Cuatro configuraciones de carillas de porcelana: a) borde incisal en filo de cuchillo, b) preparación en ventana, c) a nivel incisal y d) solapamiento del borde incisal. Tomado de Nordbo 1994.**

En relación a lo previamente señalado pareciera no existir un consenso universal en relación a cual de las técnicas antes mencionadas se usa con preferencia. Algunos autores favorecen el diseño de cobertura incisal<sup>39,40,52,54</sup>, por el contrario otros favorecen la reducción incisal a expensas de la superficie vestibular sin eliminar el borde incisal como tal<sup>34,53</sup>, así como hay estudios que no reflejan diferencia en relación al diseño de la preparación dentaria<sup>58</sup>. Esto indica que el odontólogo será quien decida el diseño del tallado para la restauración con carillas, el cual dependerá de la situación clínica presente.

Además, es importante señalar que el diseño de la preparación dentaria puede influir en el patrón de distribución de tensiones dentro de la carilla de porcelana y que en la actualidad existe diversidad científica en cuanto al tipo de línea de terminación que debe recomendarse en función del tipo y cantidad de solapado incisal. Por ello, los siguientes estudios intentan investigar cual preparación ofrece los mejores beneficios en función de la distribución de tensiones, permitiendo una mayor integridad marginal y longevidad de la restauración.

En tal sentido, Highton *et al.*<sup>54</sup>, evaluaron el efecto de cuatro diferentes preparaciones en la magnitud y distribución de tensiones ante diversos tipos de carga. Utilizaron para ello un análisis fotoelástico bidimensional, considerado una de las técnicas más eficaces para la medición de la distribución de tensiones en una estructura. El primer diseño incluía la reducción vestibular, proximal, gingival e incisal; el segundo diseño se basó en la reducción labial, proximal y gingival; el tercer diseño solo reducción labial y por último, el cuarto grupo de estudio al cual no se le hizo ninguna preparación (Gráfico 19). Los resultados arrojaron que los dientes con preparación labial, proximal, gingival e incisal mostraron el mínimo de magnitud y distribución de tensiones de las cuatro condiciones evaluadas; mientras que, los dientes sin preparación exhibieron tensiones dispersas en una mayor área y con mayor intensidad. Los autores concluyeron que la reducción labial, proximal, gingival e incisal es recomendada en pacientes Clase I, división 1 y es esencial para controlar la distribución de tensiones y proveer una mejor salud periodontal<sup>54</sup>.



**Gráfico 19. Preparación para carillas de porcelana desde la mayor preparación (I) hasta ninguna preparación dentaria (IV). Tomado de Highton *et al.* 1987.**

Así mismo, Castelnuovo *et al.*<sup>59</sup> realizaron un estudio *in vitro* en 50 incisivos centrales maxilares, los cuales fueron divididos en cinco grupos, el primero consistía en la preparación dentaria sin reducción incisal; en el segundo se realizó una reducción incisal de 2 mm sin chaflán palatino (unión incisal a tope); en el tercer grupo la preparación fue de 1 mm de reducción incisal con un chaflán de 1 mm de alto, el cuarto diseño presentaba una reducción de 4 mm a nivel incisal y un chaflán de 1 mm de alto y el quinto grupo correspondía al control, los cuales no se restauraron. En el estudio se confeccionaron 40 carillas y se evaluó la carga de falla según los diferentes tipos de preparaciones. Los resultados mostraron que el grupo 1 y 2 registraron los mayores valores de carga de fractura, siendo comparables con los obtenidos en el grupo control.

Los autores<sup>59</sup> concluyeron que el chaflán palatino no incrementa la resistencia de la carilla de porcelana; mientras que, la reducción incisal de 2



mm sin chaflán palatino, que ellos llaman configuración incisal a tope, realizada en el grupo 2, ofrece ventajas clínicas como facilitar la preparación dentaria y la fabricación de la carilla, además de permitir una mejor manipulación e inserción de la restauración, ya que la inserción de la carilla en sentido faciopalatino permite cementar varias carillas y elimina el riesgo de fractura del borde cerámico palatino delgado y sin soporte.

Igualmente, Seymour *et al.*<sup>55</sup>, en otro estudio de análisis de elementos finitos aplicó cargas en posición labial y palatina sobre dientes con diferentes tipos de preparación para carillas de porcelana, con el fin de crear tensiones traccionales y compresivas, respectivamente. Los resultados mostraron que en la preparación para carilla con solapamiento incisal se generaron menos fuerzas compresivas en comparación con la preparación en forma de ventana; además, ante las cargas labial y palatina, las tensiones compresivas y traccionales desarrolladas en el margen labial en filo de cuchillo fueron significativamente menores en comparación con la terminación en hombro o en chaflán, tanto para el diseño en ventana como para el de cobertura incisal. Los autores concluyen que el diseño para carillas de porcelana con cobertura incisal y con terminación en forma de cuchillo resiste mejor las cargas oclusales sin fracturar la cerámica<sup>55</sup>.

Las investigaciones antes señaladas sugieren la cobertura del borde incisal para disipar mejor las tensiones, sin embargo no existe ningún acuerdo en el tipo de línea de terminación en esta zona, es decir, si es en chaflán o en

hombro. Sin embargo, otras investigaciones señalan que el diseño en forma de ventana, sin solapamiento incisal es la preparación a elección cuando hay un remanente máximo de estructura dental sana y la cobertura incisal y/o palatina está indicada cuando es necesario restituir el borde incisal perdido por fractura o desgaste<sup>51</sup>.

Esto se confirma en el estudio realizado por Magne y Douglas<sup>51</sup>, quienes analizaron la influencia del diseño de la línea de acabado incisal palatina, determinada por el solapado incisal y la pérdida de estructura dental, en la distribución de tensiones en incisivos intactos y fracturados restaurados con carillas de porcelana. Se hizo un estudio de elementos finitos bidimensional y se aplicó una fuerza de 50 N a nivel del borde incisal simulando una carga funcional extrema. Los resultados obtenidos muestran diversas situaciones, primero, los dientes mínimamente tallados sin solapamiento incisal, ya sea con terminación en hombro o chaflán suave mostraron valores de tensión relativamente bajos, indicando que el patrón de tensiones fue poco influenciado por el diseño de la línea de acabado cuando ésta se encontraba incisalmente; segundo, cuando se uso un chaflán largo extendido hacia la concavidad palatina los esfuerzos tensionales fueron mayores, por lo tanto esta terminación no se recomienda porque crea una extensión fina de cerámica en una zona de esfuerzos de tracción máximos.

Por otra parte, el estudio mostró que en los casos de fractura coronaria moderada, es decir, a nivel del tercio incisal y en los casos de atrición

importante, la línea de acabado se encuentra localizada en la zona de mayor tensión, por lo tanto se recomienda un hombro el cual limita la extensión palatina de la cerámica y reduce la cantidad de tensión en la interfase de la restauración y el diente. Por otro lado, en los casos de fracturas severas, a nivel del tercio medio, se puede realizar un hombro o minichaflán sin generar tensiones perjudiciales ya que el margen de la restauración se encuentra en la zona lisa convexa del cíngulo que es sometida a bajas tensiones<sup>51</sup>.

Así mismo, Hui *et al.*<sup>34</sup>, evaluaron la resistencia de carillas de porcelana de tres diferentes diseños, usando un análisis fotoelástico bidimensional. Ellos demostraron que el tipo de preparación en ventana fue más resistente comparado con el diseño de solapamiento incisal y el borde incisal en forma de pluma. Este resultado se explica por la mayor conservación de estructura dental sana para resistir las cargas masticatorias en las preparaciones con un diseño en forma de ventana, esto hace que sea menor la probabilidad de que la carilla falle. Así, una preparación que efectivamente proteja la porcelana de tensiones teóricamente resultará en una mayor resistencia, ésta reflexión es soportada por los hallazgos de este estudio<sup>34</sup>.

Otro estudio que confirma lo anteriormente señalado es el realizado por Nordbo *et al.*<sup>53</sup> quienes evaluaron 135 carillas de porcelana colocadas en dientes anteriores sin preparación incisal, al cabo de 3 años de funcionamiento clínico. Después de este tiempo las carillas fueron examinadas para evaluar desunión, astillamiento, integridad marginal y tinción. Los resultados arrojaron

que luego de los tres años todas las carillas estaban retenidas, solo 7 carillas se astillaron y no se observó ninguna señal de desgaste ni tinción. Concluyendo así, que la restauración con carillas de porcelana con una mínima preparación y sin solapamiento incisal representa una modalidad de tratamiento predecible y exitoso, preservando el máximo de estructura dental sin producir ninguna apariencia de sobrecontorno<sup>53</sup>.

Por otra parte, Meijering *et al.*<sup>58</sup>, evaluaron 180 carillas de diferentes materiales, resina y porcelana; con diferentes diseños de preparación, con o sin solapamiento incisal; en función del grado de sobrevivencia o longevidad a los dos años y medio de funcionamiento clínico. Los resultados demostraron que no hubo diferencia entre las distintas técnicas de preparación, por lo tanto los autores sugieren que el borde incisal no se involucre dentro de la preparación dentaria siempre y cuando esto sea posible y la estética lo permita, garantizando así, la máxima conservación de tejido<sup>58</sup>.

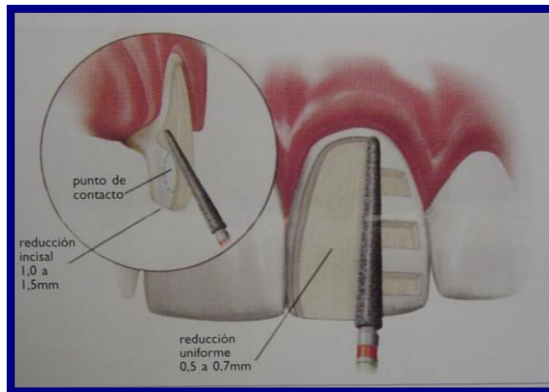
En otro sentido Magne *et al.*<sup>49</sup> estudiaron 27 incisivos maxilares restaurados con carillas de porcelana sometidos a una prueba de termociclado para evaluar la probabilidad de agrietamiento de las carillas. Dentro de los resultados obtenidos, el hallazgo más importante desde el punto de vista clínico es que la reducción controlada y uniforme del diente a restaurar provee un espesor mínimo y homogéneo de la cerámica, teniendo especial cuidado durante la preparación axial de la superficie facial por ser ésta la zona de menor espesor de porcelana<sup>49</sup>.

En resumen, la preparación dentaria debe limitarse, mientras sea posible, al esmalte para obtener mayor resistencia de unión, pero ésta depende de diversos factores como son: la cantidad de estructura dental sana remanente, el grado de oscurecimiento dentario, la forma y tamaño del diente, la posición que éste ocupa en el arco dentario, la relación oclusal anterior y la dirección y magnitud de las fuerzas que inciden sobre el complejo diente-restauración.

Así, el diseño original de la preparación dentaria para la restauración con carillas de porcelana puede sufrir modificaciones según la indicación de la carilla. El diseño (Gráfico 20) incluye básicamente dos tipos de preparación, sin reducción incisal, llamada preparación en ventana; o con solapamiento del borde incisal y extensión lingual; la indicación de cual de los dos tipos de preparación es más conveniente usar no está totalmente clarificado, ya que las investigaciones al respecto se encuentran polarizadas y no existe un consenso universal, así como hay diferencia en cuanto al tipo de terminación incisal a emplear, si es en chaflán o en hombro.

Los estudios muestran que pareciera estar indicado el diseño en forma de ventana cuando hay suficiente estructura dental sana remanente y cuando no existe la necesidad de aumentar la longitud del diente, este diseño resiste las fuerzas masticatorias y previene la fractura de la porcelana, además de permitir la máxima conservación de tejido<sup>51,53,58,56</sup>. Por otro lado, el diseño con cobertura incisal estaría indicado cuando hay pérdida del borde incisal siendo necesaria su restitución, este diseño permite una máxima distribución de

tensiones<sup>51,54,59</sup> y pareciera que debe realizarse con una línea de terminación palatina en hombro o chaflán<sup>51</sup>. El diseño de cobertura incisal permite restituir el borde incisal devolviendo la estética y la función principalmente cuando está comprometida la guía anterior y la guía canina. Es importante señalar además, que son necesarias futuras investigaciones y que la decisión final será tomada por el clínico según las condiciones clínicas del caso y los factores anteriormente señalados.



**Gráfico 20. Preparación para carillas: regularización de la preparación desgastando los surcos de orientación. En la superficie proximal, es importante extender la porción cervical de la preparación hacia palatino para mejorar la estética. Tomado de Bottino 2001.**

### **3. BORDES CERÁMICOS**

#### **3.1 Definición de borde cerámico**

El término borde cerámico o “Edge up” proviene del vocablo Inglés “Edge” que significa borde o esquina y del vocablo “set up” que significa reconstrucción, definiendo el principio y los componentes de la restauración<sup>60</sup>. La técnica de borde cerámico, “Edge up” o técnica de Kuntze/Fischer refiere un nuevo método restaurador que permite corregir defectos en la zona de los bordes incisales de los dientes anteriores con la máxima conservación del

esmalte, y es desarrollada gracias a la amplia experiencia obtenida con el uso de carillas, las cuales son otra de las alternativas de tratamiento para las alteraciones dentarias a nivel de la zona anterior. El desarrollo de ésta técnica llevó a cerrar el espacio vacío que existía en el espectro restaurador de defectos de la zona anterior, limitados solo al borde incisal o a algún ángulo incisal<sup>60</sup>.

Estos defectos, en la era preadhesiva, eran restaurados con oro colado en la forma de una incrustación clase IV o mesioincisodistal, pero hoy en día la realización de este tipo de restauración es inaceptable desde el punto de vista estético, debido al gran interés de la población en mantener una apariencia natural y armoniosa. El otro tratamiento alternativo es la confección de una corona, la cual no se justifica, por la necesidad de eliminar entre un 60% y 70% de tejido dentario sano para lograr la retención de la corona. También están las restauraciones con resina compuesta que empezaron a utilizarse luego del desarrollo de la tecnología adhesiva, pero en muchos casos no satisfacen la restauración del defecto<sup>60</sup>.

En resumen, la técnica del borde cerámico trata los defectos limitados al borde incisal o a algún ángulo incisal de la zona anterior de los dientes, permitiendo cubrir las demandas estéticas y funcionales del paciente con la máxima conservación de tejido dentario sano y amplía el espectro terapéutico válido hasta el momento para la zona anterior, pretendiendo restaurar estética, función y estabilidad oclusal.

### 3.2 Indicaciones de los bordes cerámicos

La indicación clásica de los bordes cerámicos es la lesión Clase IV de Black, así como, los defectos incisales de los dientes anteriores, entre ellos la pérdida del tercio incisal, decoloración interna localizada y caries en superficie lisa. Igualmente están indicados para la restitución de la relación oclusal anterior, ya sea la guía anterior o la guía canina, de forma aislada o como coadyuvante en el tratamiento protésico, actuando como componente integral en la rehabilitación oral (Gráfico 21).

Por otro lado, esta técnica también ofrece excelentes resultados en la corrección de pequeñas malposiciones dentarias<sup>60</sup>.



**Gráfico 21. Paciente con rehabilitación compleja con prótesis fijas y removibles, donde la guía canina del lado izquierdo fue restituida con la elaboración de un borde cerámico a nivel del canino inferior izquierdo. Fotos cortesía de la Od. Esperanza Gutiérrez.**



### 3.3 Contraindicaciones de los bordes cerámicos

Las contraindicaciones absolutas para la utilización de bordes cerámicos son defectos estructurales extensos, la amelogénesis imperfecta, en pacientes con hábitos parafuncionales como el bruxismo y en dientes con restauraciones extensas. En los casos de amelogénesis imperfecta y con defectos estructurales extensos, la contraindicación se debe a la posibilidad de lograr una adhesión inadecuada, siendo la técnica de grabado ácido esencial para la retención y longevidad de la restauración de cerámica<sup>60</sup>.

Aunque los bordes cerámicos igual que las carillas de porcelana están limitados para la rehabilitación de pacientes con hábitos parafuncionales, Glaser y Nagy<sup>61</sup>, restauraron cuatro caninos con incrustaciones de porcelana, en un joven de 25 años que presentaba historia médica de bruxismo y síndrome de dolor miofascial. La terapia realizada que logró mejorar la sintomatología fue la colocación de incrustaciones a nivel de los caninos, donde se ajustó la oclusión a una función de grupo con una progresiva desoclusión canina retardada. Éste tratamiento alternativo restauró el reflejo protector propioceptivo, que aparentemente interrumpió el hábito parafuncional y produjo la regresión de la neurosis oclusal destructiva<sup>61</sup>. Esta terapia puede ser considerada una modalidad del borde cerámico, aunque no se sabe de su longevidad.

En conclusión, los bordes cerámicos están contraindicados en todos aquellos casos que puedan afectar la técnica de adhesión y cementación, por

ser éste un paso técnicamente sensible; también en los casos de hábitos parafuncionales, aunque ésta es más una limitación que una contraindicación, en estos casos puede usarse la terapia con férula oclusal ortostática para solucionar el problema, la misma, ayuda a controlar el hábito parafuncional y evita el mayor desgaste dentario.

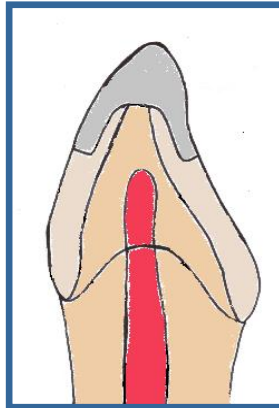
### **3.4 Ventajas de los bordes cerámicos**

Entre las ventajas de los bordes cerámicos se encuentra la máxima conservación del esmalte, la posibilidad de obtener un color y sombra adecuados, con espesores delgados de cerámica que están entre 0,7 y 0,9 mm, lo que permite lograr translucidez; además de otras propiedades ópticas inherentes a la cerámica. Otra de las ventajas de ésta técnica, es la posición supragingival de la línea de terminación, la cual está confinada estrictamente al esmalte, asegurando condiciones ideales para la técnica de grabado ácido. Igualmente, el tipo de preparación provee un buen acceso a la línea de terminación, simplificando la toma de impresión y el control absoluto de la humedad durante la cementación, además de facilitar la higiene oral en el área marginal<sup>60</sup>.

### **3.5 Preparación dentaria para los bordes cerámicos**

La preparación dentaria para la restauración con bordes cerámicos sigue una técnica especial caracterizada principalmente por la extensión de un hombro en el esmalte (Gráfico 22). Ésta preparación por un lado, crea una adecuada área de retención para la técnica de grabado ácido y por el otro

lado, sirve de soporte ante las fuerzas de cizallamiento que ocurren en la zona dentaria anterior<sup>60</sup>. Esta área de soporte debe corresponder a la extensión del defecto, no se debe realizar mayor desgaste dentario para lograr una mayor retención de la restauración debido a que ésta se logra con la adhesión entre la restauración y el diente.

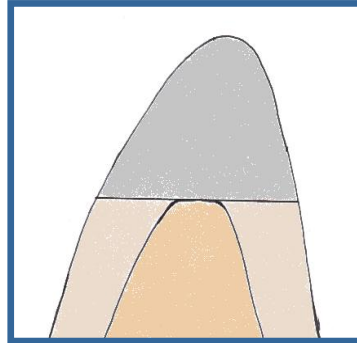


**Gráfico 22. Extensión del hombro en el esmalte. Tomado de Fischer 1997.**

Por otra parte, la relación entre la cerámica que está soportada por estructura dentaria y la cerámica sin soporte, debe ser de 1:1 (Gráfico 23) y la remoción del esmalte debe ser limitada, de 0,5 a 0,7 mm, porque el espesor del esmalte en la zona anterior es aproximadamente 0,84 mm. La técnica está diseñada para dos situaciones, la restauración del borde incisal y la restauración del ángulo incisal<sup>60</sup>.

Para el tallado dentario se necesita un estuche o equipo especial que contiene cinco instrumentos básicamente diseñados para los diferentes pasos de la preparación, que constan de un instrumento en forma de varilla y otro en forma antorcha, ambos con diseño de grano grueso y grano fino cada uno, el

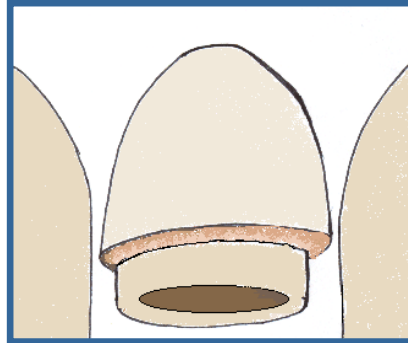
último instrumento es de cabeza pequeña y grano fino<sup>60</sup>. Por otro lado, la extensión de la preparación del borde incisal, depende primariamente del tamaño del defecto, por lo tanto, la situación topográfica y anatómica del diente debe ser tomada en consideración, por ejemplo, debe evaluarse la posición del diente en el arco dental, el tamaño y la extensión de la pulpa y compararse con la del esmalte<sup>60</sup>.



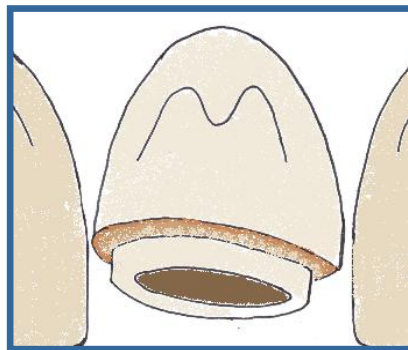
**Gráfico 23. Relación entre la cerámica soportada por estructura dentaria y la cerámica sin soporte. Tomado de Fischer 1997.**

La preparación consiste en realizar un hombro circular extenso en el esmalte para la restauración del borde incisal. Para crear el contorno y preparar la superficie labial y proximal se usa la varilla de grano grueso la cual debe colocarse paralela el eje longitudinal del diente para remover el esmalte en una profundidad de 0,5 a 0,7 mm, creando un hombro de 2,5 a 3,0 mm de largo (Gráfico 24). Luego la superficie palatina se prepara con el instrumento en forma de antorcha, el cual se coloca paralelo al eje longitudinal del diente para reducir el esmalte necesario, éste instrumento tiene una cabeza de 3 mm para crear el hombro palatino (Gráfico 25). Durante la preparación se obtiene un ángulo línea cervicoaxial redondeado y un ángulo cavosuperficial de 90 grados, gracias a las características de los instrumentos de tallado. La terminación del

tallado dentario se hace con los instrumentos de grano fino, utilizando en el último paso el instrumento de cabeza pequeña y de grano fino para crear una superficie lisa<sup>60</sup>.



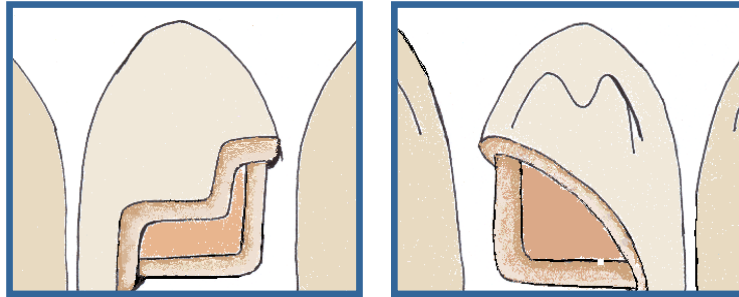
**Gráfico 24. Extensión circular del hombro para la restauración del borde incisal. Vista labial. Tomado de Fischer 1997.**



**Gráfico 25 .Extensión circular del hombro para la restauración del borde incisal. Vista lingual. Tomado de Fischer 1997.**

La preparación dentaria para la restauración del ángulo incisal, también depende del tamaño y de la situación topográfica y anatómica del diente anterior. En este caso la preparación difiere de la anteriormente señalada por que se realiza además una preparación en forma de hombro en el ángulo mesial o distal para aumentar la superficie de retención (Gráfico 26). De la misma manera, el hombro labial y proximal se realiza con el instrumento en forma de varilla y la superficie proximal se prepara con el de forma de antorcha,

mientras que la preparación del ángulo comprometido se realiza nuevamente con la varilla. Aquí también se afina la preparación con los instrumentos de grano fino y se alisa el hombro con el instrumento de cabeza pequeña<sup>60</sup>.



**Gráfico 26. Extensión del hombro en el esmalte junto con la preparación en ángulo para la restauración del ángulo incisal. Vista labial y lingual. Tomado de Fischer 1997.**

En resumen, la preparación dentaria para la rehabilitación con bordes cerámicos depende principalmente de la extensión del defecto del diente. La preparación se caracteriza por el tallado de un hombro extenso a nivel del esmalte con una profundidad de 0,5 a 0,7 mm y una longitud de 2,5 a 3,0 mm (Gráfico 27). Ahora bien, si la situación clínica es la pérdida completa del borde incisal la preparación a realizar es un hombro circular, pero si la pérdida del borde incisal es incompleta se realiza una preparación en ángulo mesial o distal, además, del hombro circular<sup>60</sup>.



**Gráfico 27. Canino inferior izquierdo tallado para recibir un borde cerámico. Foto cortesía de la Od. Esperanza Gutiérrez.**

#### **4. PASOS PARA LA CEMENTACIÓN DE LAS CARILLAS Y BORDES CERÁMICOS.**

La técnica de carillas y bordes cerámicos incluye la unión de una lámina o borde de porcelana a la superficie dentaria usando técnicas adhesivas y un agente de cementación. El éxito de estas técnicas restauradoras está determinado por la resistencia y durabilidad de la unión formada entre los tres componentes del complejo diente - restauración, los cuales son, la superficie dentaria, el agente de cementación y la carilla de porcelana o el borde cerámico<sup>36</sup>. El análisis de cada uno de ellos debe realizarse individualmente, con la finalidad de obtener resultados clínicos favorables en términos de longevidad.

##### **4.1 Acondicionamiento de la estructura dentaria**

Los conceptos de preparación dentaria para la restauración con carillas de porcelana y bordes cerámicos sugieren una mínima preparación del tejido dental, por lo que la unión está limitada mayormente al esmalte. Esto se debe principalmente a la conservación de tejido dentario sano y a que los sistemas adhesivos todavía hoy en día muestran mayores valores de resistencia de unión al esmalte en comparación con la dentina<sup>62,63</sup>.

Además, la reducción del esmalte logra mejorar la resistencia de unión de la resina compuesta a la estructura dentaria, por la remoción de la capa superficial aprismática del esmalte maduro sin preparar<sup>36</sup> y la creación de una superficie rugosa que favorece la retención micromecánica.

Por lo tanto, se debe intentar mantener la preparación completamente en el esmalte, en caso de ser posible, para obtener una adhesión óptima con la porcelana. Sin embargo, durante el tallado dentario puede ocurrir exposición de la dentina, lo que amerita el uso de sistemas adhesivos para esmalte y dentina. Lo mismo ocurre cuando la restauración se realiza en dientes que han perdido tejido dentario, ya sea por lesiones cariosas o no cariosas, donde la dentina está expuesta. Esta condición, hace necesario entonces el estudio del proceso de acondicionamiento dentario en estos dos tejidos, el esmalte y la dentina.

El acondicionamiento de la estructura dentaria ha ido evolucionando a través de los años para lograr una resistencia de unión confiable y segura. Desde el inicio los sistemas adhesivos desarrollados mostraron efectividad en unirse al esmalte, a diferencia de la unión entre los compuestos resinosos y la dentina, esta desigualdad se debe a las diferencias biológicas que existen entre estos dos tejidos<sup>4</sup>, las cuales serán descritas posteriormente.

El primero en describir el acondicionamiento a la estructura dentaria fue Buonocore<sup>37</sup> en 1955, quien describe el grabado del esmalte con el propósito de incrementar la calidad de adhesión de los materiales acrílicos.

Aunque han existido cambios desde que se introdujo el grabado al esmalte, actualmente la base del procedimiento es la desmineralización del esmalte con ácido fosfórico, para cambiar la superficie lisa del esmalte en una superficie irregular. Luego, una resina de baja viscosidad humedece la



superficie y penetra dentro de las microporosidades a través de atracción capilar, creando extensiones de resina dentro de las microporosidades las cuales son llamadas prolongaciones de resina que forman un fuerte entrecruzamiento micromecánico con el esmalte, representando la principal forma de retención<sup>62</sup>.

Para obtener una adhesión óptima al esmalte, este debe ser tratado con una solución de grabado, que suele tener entre 30% – 40% de ácido fosfórico<sup>9</sup>, ésta solución altera la superficie adamantina de dos maneras diferentes, primero, remueve la capa superficial del esmalte aproximadamente a una profundidad de 10  $\mu\text{m}$ <sup>64</sup> y segundo, crea una capa porosa de 5-50  $\mu\text{m}$  de profundidad<sup>64</sup> incrementando el área de contacto interfacial y favoreciendo la formación de las prolongaciones de resina<sup>3</sup>.

Así, la superficie de esmalte grabada tiene una mayor superficie de unión para la adhesión, una mayor energía superficial para la humidificación y una superficie porosa por desmineralización de los prismas, en los que puede penetrar la resina y formar las prolongaciones resinosas<sup>9</sup>.

Los sistemas adhesivos para esmalte, generalmente, están basados en bis-GMA (bisfenil-A-glicidilmetacrilato) o UDMA (uretano dimetacrilato), que son monómeros hidrófobos y viscosos, que frecuentemente son diluidos con otros monómeros de capacidad hidrofílica y de mayor viscosidad como el TEG-DMA (trietileno glicol dimetacrilato) y el HEMA (hidroxietil metacrilato)<sup>62</sup>, estos

adhesivos permiten la unión con el esmalte, por la polimerización de los monómeros dentro de las microporosidades y mediante copolimerización de los remanentes enlaces dobles de carbono-carbono, con la fase matriz de la resina compuesta, produciendo fuertes enlaces químicos<sup>62</sup>.

Por otra parte, es importante señalar que la forma de retención sugerida inicialmente por Buonocore<sup>34</sup> es aceptada todavía hoy en día, y aunque la concentración y el tiempo de aplicación del ácido fosfórico sobre la superficie adamantina ha sido estudiada, con diferentes concentraciones que varían desde 20% al 60%<sup>64,65</sup> y durante 15 a 60 segundos de aplicación<sup>65</sup>, los resultados de las investigaciones muestran que una concentración de ácido fosfórico al 30% o 40%<sup>66</sup> y durante 15 segundos de aplicación<sup>20</sup> es aceptable.

Este procedimiento logra una retención mecánica entre el diente y la resina con valores de resistencia de unión al esmalte entre los 15 y 20 Mpa<sup>62</sup>. Estos valores pueden ser suficientes para resistir la contracción de polimerización de la resina compuesta, sin que se origine apertura a nivel del margen de la restauración<sup>4</sup>, puesto que la contracción de polimerización de las resinas compuestas provoca una tensión que va de 13 a 17 Mpa<sup>67</sup>.

Por lo tanto, estos valores de adhesión al esmalte pueden ser suficientes para prevenir la formación de brechas, traduciéndose esto en sellado de la restauración al diente y por ende menor microfiltración marginal y mayor longevidad de la restauración<sup>4,68</sup>.

Para obtener estos valores de resistencia de unión se debe lavar el esmalte grabado para remover el ácido y los fosfatos de calcio disueltos, preservando la superficie grabada sin humedad y libre de contaminación con saliva, por lo que se recomienda el asilamiento absoluto con dique de goma en vez del uso de rollos de algodón<sup>69</sup>.

Por otra parte, aunque desde un inicio se aceptó la utilización del ácido fosfórico, a través del tiempo se han usado otras soluciones ácidas tales como el ácido nítrico al 2.5%, ácido cítrico y maléico, ambos al 10% y ácido oxálico en una concentración del 1.6% al 3.5%<sup>70</sup>.

Actualmente, una de las estrategias de adhesión la constituyen los sistemas de grabado total<sup>62</sup>, desarrollados por Fusayama<sup>71</sup> en 1979, con la idea de acondicionar simultáneamente el esmalte y la dentina, debido a que en la mayoría de las situaciones clínicas los dos tejidos están presentes y es difícil mantener el esmalte seco y la dentina húmeda simultáneamente, por lo que la resina se une al esmalte y a la dentina al mismo tiempo. Este procedimiento será analizado posteriormente.

Debido a que el esmalte y la dentina difieren entre sí, en relación al contenido mineral, proteico y de agua; y como se mencionó anteriormente, clínicamente es difícil e inconveniente tratar cada sustrato de forma diferente, las investigaciones actuales estudian el efecto de los agentes de unión a dentina en áreas donde se espera unir materiales resinosos al esmalte<sup>72,73</sup>.

La mayoría de los fabricantes de agentes de unión universales recomiendan la técnica de grabado total seguida por la aplicación del imprimador dentinario en la dentina húmeda, pero como es inevitable que durante este procedimiento, algo del imprimador pueda contactar con el esmalte, diversos autores han realizado estudios que evalúan cuidadosamente el efecto del imprimador en el esmalte seco y húmedo<sup>72</sup>.

En relación a lo anteriormente señalado, Jain y Stewart<sup>72</sup>, evaluaron el efecto del imprimador dentinario en la resistencia de unión de la resina al esmalte seco y húmedo con tres diferentes sistemas de adhesión dentinarios. Los resultados arrojaron que para los sistemas multicomponentes estudiados Scotchbond Multipropósito (SBMP,3M) y Optibond FL (Kerr/Sybron), la aplicación del imprimador en el esmalte grabado y seco no influye en los valores de resistencia de unión; mientras que, sobre el esmalte húmedo la aplicación del imprimador es esencial para obtener valores de resistencia aceptable<sup>72</sup>. Esto se explica por el hecho que cuando al esmalte húmedo no se le aplica el imprimador, el adhesivo dentinario que es hidrofóbico no penetra en la superficie del esmalte grabado. Por otra parte, la investigación mostró que con el agente adhesivo de un solo componente estudiado, Single Bond, la resistencia de unión no se vio afectada por la humedad del esmalte<sup>72</sup>.

En base a estos hallazgos esta claro la ventaja de incluir el paso de imprimación durante la adhesión a esmalte<sup>72,73</sup> en la técnica de grabado total. Esto igualmente lo afirma Kanca<sup>74</sup>, quien encontró altos valores de resistencia

de unión sobre el esmalte grabado y húmedo con el sistema de grabado total All Bond (Bisco)<sup>74</sup>. Por otro lado, Jain y Stewart<sup>72</sup> recomiendan el uso de adhesivos de un solo componente porque con ellos el procedimiento de adhesión es menos técnicamente sensible<sup>72</sup>.

Por otra parte, existen estudios que muestran que el acto de frotar el imprimador destruye la fina estructura del esmalte grabado, el cual debe mantenerse intacto hasta que sea impregnado con el adhesivo<sup>73,75</sup>. Esto se demuestra en el estudio realizado por Frankenberger *et al.*<sup>75</sup>, quienes evaluaron el efecto de la contaminación del esmalte con los sistemas adhesivos dentinarios y su técnica de aplicación en la resistencia de unión y adaptación marginal en un lapso de 1 a 365 días. Los resultados mostraron que los sistemas de adhesión a dentina aplicados sin frotarlos sobre la superficie del esmalte grabada no afectan la resistencia de unión entre la resina y el esmalte aún después de un año; mientras que, cuando el imprimador se frotó sobre la superficie del esmalte se observó una disminución en la resistencia de unión del 20% después de 1 día hasta del 40% después de 1 año<sup>75</sup>. Al mismo tiempo corroboraron la hipótesis que los sistemas adhesivos dentinarios no disminuyen la resistencia de unión de la resina al esmalte<sup>75</sup>.

Por otro lado, en cuanto al proceso de adhesión a la dentina, el objetivo es lograr una resistencia de unión confiable y segura, así como lo es la resistencia de unión al esmalte. La dificultad de lograr una adecuada unión a la

dentina, como se mencionó anteriormente, es debido a las características biológicas de éste tejido, el cual se caracteriza por tener un alto contenido orgánico (17% de colágeno por volumen) y una estructura particular constituida por los túbulos dentinarios, que son uno de los poros disponibles para la retención micromecánica. El número y diámetro de los túbulos varían dependiendo de su localización en la dentina, estando ubicados los de mayor número y diámetro en la dentina profunda, por lo que la dentina superficial ofrece menor área de retención por formación de empalmes. Además, el interior de los túbulos está ocupado por los procesos odontoblásticos y por el fluido dentinario, proveniente de la pulpa y de la presión pulpar, el cual puede interferir en la adhesión<sup>20</sup>.

La otra diferencia con respecto al esmalte, es la capa de desecho, la cual es una mezcla de restos orgánicos e inorgánicos de la dentina<sup>76</sup>, que se forma inmediatamente después de la instrumentación o preparación de la cavidad<sup>77</sup>. Esta capa puede tener un espesor de 0,5 a 5  $\mu\text{m}$ <sup>64</sup>, se adhiere débilmente a la dentina mineralizada debajo de ella y bloquea los túbulos dentinarios actuando como una barrera de difusión impidiendo la permeabilidad de la dentina en un 86%<sup>76</sup>. Esta capa tiene dos efectos extremos, uno beneficioso debido a que puede prevenir la penetración bacteriana a los túbulos dentinarios, actuando como un sellador; mientras que, el otro efecto es su intervención en el proceso de adhesión de los materiales dentales a la dentina, debido a que previene el íntimo contacto del sistema adhesivo con el sustrato dental<sup>76,78</sup> y sirve de depósito de microorganismos y sus productos, que son dañinos para la pulpa<sup>76</sup>.

En relación a la permeabilidad dentinaria, se debe considerar que existen diferentes tipos, las cuales se ven afectadas durante el procedimiento de adhesión. Entre ellas están la permeabilidad transdendinal, intratubular e intertubular. La primera está relacionada con la teoría hidrodinámica de Brännström<sup>79</sup>, en la cual un estímulo externo sobre la dentina expuesta causa un movimiento de fluidos dentro de los túbulos dentinarios, activando los receptores nerviosos de la pulpa ocasionando dolor; ésta es la llamada permeabilidad transdentinal y se piensa que es la responsable de la sensibilidad dentinaria. La permeabilidad transdentinal aumenta cuando se realiza el grabado ácido de la dentina debido a la remoción de la capa de desecho y de los tapones de desecho que se forman dentro de los túbulos dentinarios<sup>77</sup>.

El segundo tipo es la permeabilidad dentinaria intratubular que se refiere a la penetración del monómero resinoso dentro del lumen del túbulo dentinario. Esta permeabilidad intratubular se ve alterada por el fluido dentinal y por el contenido mineral en la dentina esclerótica y es en gran medida la principal responsable de lograr la retención total y el sellado de la resina en la dentina profunda, puesto que a este nivel los túbulos dentinarios son más abundantes y de mayor diámetro<sup>77</sup> y dentro de ellos se formarán las prolongaciones resinosas que logran la retención.

Por último está la permeabilidad intertubular que es originada por la desmineralización de la dentina intertubular, creando una nueva ruta para la

penetración de la resina<sup>77</sup>. Esta permeabilidad depende de la porosidad de la superficie después del grabado ácido, la cual debe permanecer durante los siguientes pasos del proceso de adhesión para lograr la adecuada infiltración de la resina dentro de la dentina intertubular<sup>77</sup>.

De esta manera, ambas, la permeabilidad intratubular e intertubular son críticas para lograr una óptima resistencia de unión y sellado de la superficie dentinaria<sup>77</sup>.

Sin embargo, cuando comenzaron a desarrollarse los sistemas adhesivos dentinarios, no se conocían a plenitud todos los aspectos anteriormente señalados. Por ello, los primeros adhesivos dentinarios ofrecían poca resistencia de unión, de tal manera que la ciencia odontológica se ha esforzado en mejorar la calidad de la unión a través de la creación de nuevas técnicas y sistemas adhesivos, los cuales se explicaran a continuación.

Los primeros adhesivos dentinarios, los de 1<sup>era</sup> generación fueron introducidos por Buonocure<sup>37</sup> y consistían en GPDM (ácido glicerorfosfórico dimetacrilato), el cual podía unirse a la superficie dentinaria grabada con ácido clorhídrico, la unión era debido a la interacción de la molécula bifuncional de resina, con los iones de calcio de la hidroxiapatita<sup>80,81</sup>. Con este sistema se obtenía una resistencia de unión muy pobre, solamente de 2 a 3 Mpa, en contraste con la resistencia de unión de 15 a 20 Mpa obtenidas con el esmalte grabado<sup>20,80</sup>. Además, la adhesión en estos sistemas es susceptible a la



hidrólisis que ocurre tras la inmersión en agua<sup>80</sup>. Posteriormente, Bowen usó NPG-GMA (N-fenilglicina y glicidilmetacrilato), el cual es una molécula bifuncional capaz de unirse con la dentina por un lado y con la resina compuesta por el otro; sin embargo la unión a la dentina era igualmente pobre<sup>82</sup>.

Luego se usaron los de 2<sup>da</sup> generación que incorporaban esteres halofosfóricos de resinas sin relleno tales como bis-GMA (bisfenol-A-glicidilmetacrilato) o HEMA (hidroxietil metacrilato) que se unían a la dentina a través de la unión iónica entre los grupos fosfatos y el calcio de la dentina, ésta interacción tampoco era capaz de resistir la hidrólisis resultante de la exposición en el medio bucal, lo que se traducía en desunión y microfiltración.

Con estos sistemas no se grababa la dentina y la adhesión era sobre la capa de desecho, por lo tanto la unión era débil y no confiable<sup>80</sup>, alrededor de 5 a 7 Mpa<sup>83</sup>. Watanabe *et al.*<sup>83</sup>. argumentaron que estos adhesivos penetraban poco en la superficie húmeda y porosa de la capa de desecho, por ser estas resinas relativamente hidrófobas. Esto llevó al desarrollo de otra generación de adhesivos que tratan de forma diferente la capa de desecho.

Se crearon entonces los adhesivos de 3<sup>era</sup> generación, que utilizaban un imprimador el 4-META (hidroxietil trimetil anhídrido) o BPDM (bisfenil dimetacrilato), que contienen un grupo hidrofílico que infiltra la capa de desecho, modificándola, y un grupo hidrofóbico que se une a la resina, la cual

se colocaba posterior a la utilización del imprimador<sup>80</sup>. Con estos sistemas de 3<sup>era</sup> generación mejoraron los valores de resistencia de unión hasta ahora obtenidos, debido a que con ellos se lograba parcialmente remover o modificar la capa de desecho, pero como no la atravesaban completamente, la unión, sin embargo, seguía siendo muy débil<sup>84</sup>.

Se crearon entonces, los adhesivos de 4<sup>ta</sup> generación con la finalidad de remover completamente la capa de desecho. Una de sus características es la hibridación del tejido dentinario a través de la utilización de monómeros hidrofílicos que se introducen en el interior de la trama colágena de la dentina intertubular<sup>4</sup> y que al polimerizar dejan una estructura o capa en la que coexisten los componentes de la dentina y el material polimerizado, ésta capa es denominada por primera vez por Nakabayashi en 1982, como “capa híbrida<sup>4</sup>”.

Nakabayashi<sup>85</sup>, propuso la utilización de un ácido cítrico al 10%, para remover la capa de desecho y desmineralizar la matriz de dentina sana que está ubicada debajo de la capa de desecho, en un espacio de 3 a 6  $\mu\text{m}$ , exponiendo la red de fibras colágenas, que luego con el uso de un monómero adhesivo hidrofílico, capaz de infiltrar y penetrar dentro de la red de colágeno, polimeriza creando una retención micromecánica entre la resina y la superficie dentinaria. Desde este punto de vista, la dentina puede ser tratada como un compuesto biológico de matriz colágena la cual está altamente rellena con cristales de apatita de tamaño nanométrico. Después de la solubilización de los

cristales y la extracción de la fase mineral de los alrededores de la fibrilla colágena, se puede lograr el reemplazo de los cristales con un polímero de resina para formar una nueva estructura que es la capa híbrida de resina y colágeno<sup>85</sup> cuya formación también depende, entre otras cosas, de la permeabilidad dentinaria y de la capacidad de difusión de los monómeros aplicados<sup>86</sup>.

Por otra parte, una de las principales características de estos adhesivos, es la utilización de la técnica de grabado total<sup>71</sup> propuesta por Fusayama y colaboradores, donde se realiza el acondicionamiento simultáneo del esmalte y la dentina, con ácido fosfórico durante 15 a 20 seg.

En los adhesivos de 4ta generación el procedimiento consta de una fase de acondicionamiento, imprimación y de unión para lograr la adhesión micromecánica. La fase de acondicionamiento está dada por la utilización de un ácido que remueve la capa de desecho y desmineraliza la dentina peritubular a una profundidad de 5 a 10  $\mu\text{m}$ , dejando el orificio de los túbulos dentinarios en forma de túnel<sup>77</sup>; además de la desmineralización de la dentina intertubular, por la remoción del componente inorgánico, a una profundidad de 2 a 7  $\mu\text{m}$ , que logra exponer la fibra colágena<sup>80</sup>.

La fase de imprimación está dada como se mencionó anteriormente, por monómeros con propiedades hidrofílicas que tienen afinidad por la red de fibras colágenas expuesta y propiedades hidrofóbicas para copolimerizar con la

resina adhesiva<sup>81</sup>. Uno de los objetivos del imprimador es humectar y expandir el colágeno para aumentar el espacio micrométrico interfibrroso que se encuentra entre las fibras colágenas<sup>87</sup>, este paso transforma la superficie de dentina hidrofílica en una superficie hidrofóbica para que sea eficientemente humectada e infiltrada por la resina adhesiva<sup>88</sup>. El otro objetivo es favorecer la infiltración gracias al contenido de solventes que remueven el agua de la superficie dentinaria, como se explicará posteriormente.

Por último la fase de adhesión está dada por la resina adhesiva cuyo rol es estabilizar la capa híbrida formada en un área de 3 a 4  $\mu\text{m}$  y la formación de las prolongaciones de resina dentro de los túbulos dentinarios<sup>63,77,80</sup>. Además, se ha observado que la resina infiltra espacios laterales de los túbulos e hibridiza sus paredes, formando prolongaciones de resina sub-micrométricos que se unen a las paredes tubulares, este fenómeno es definido como hibridización tubular lateral<sup>63,77,80</sup>.

Es importante señalar que la profundidad de la desmineralización y la completa difusión e impregnación del monómero dentro de la dentina acondicionada, son dos factores que afectan la calidad de adhesión.

Cuando la desmineralización excede la profundidad de impregnación queda una zona expuesta de fibras colágenas que no es infiltrada de resina, es decir, no está hibridizada. Ésta zona es inestable y susceptible a la hidrólisis in vitro<sup>89</sup>, lo que compromete la longevidad de la adhesión lograda.

Por otro lado, estos sistemas, también desarrollan el concepto de adhesión húmeda, puesto que la presencia de agua en la superficie dentaria es la responsable de mantener la red de colágeno expandida, preservando la porosidad necesaria para la infiltración del monómero resinoso<sup>77</sup> durante los siguientes pasos de imprimación y adhesión<sup>63</sup>. Si la dentina es secada con aire, el agua se evapora y la red de colágeno expuesta colapsa, se contrae y forma un coagulo compacto, reduciendo la permeabilidad de la resina en la dentina intertubular<sup>77,90</sup>. Es por ello que, el concepto de adhesión húmeda, evita que la fibra colágena colapse e impida la introducción de la molécula del adhesivo dentro de la estructura dentinaria<sup>63,80</sup>.

Clínicamente, después del grabado ácido, la superficie dentaria es lavada con agua para remover los minerales disueltos, esto deja una superficie de dentina desmineralizada cubierta con agua<sup>77</sup>. En este momento ocurre la duda de: ¿qué tanta humedad es necesaria para evitar el colapso de la fibra colágena?. Hasta ahora se recomienda evitar el secado con aire, por lo que se debe secar la superficie dentaria con una esponja pequeña, esto deja una superficie ligeramente húmeda, en la cual no debe haber un aspecto de piscina<sup>63</sup>.

Esta técnica de adhesión húmeda es efectiva solo si el agua remanente en la superficie dentinaria es completamente eliminada y reemplazada por los monómeros durante el paso de imprimación<sup>63</sup>; para ello se deben usar solventes orgánicos miscibles en agua que químicamente puedan remover el

agua en la zona desmineralizada, para ser sustituida por el monómero resinoso que ocupará los espacios entre las fibras colágenas<sup>77</sup>. Estos solventes orgánicos son el etanol y la acetona<sup>77,91</sup> que son volátiles y desplazan el agua de la superficie dentinal y de la red de colágeno húmeda. Otros contienen agua la cual es capaz de re-expandir las fibras colágenas cuando estas han colapsado por la desecación con aire<sup>77,91</sup>.

Con los avances obtenidos con los adhesivos de 4<sup>ta</sup> generación, se comienzan a obtener valores de resistencia de unión aceptables, por lo que las investigaciones se tornaron entonces hacia la simplificación del proceso mediante la reducción de los pasos para la adhesión y por ende el tiempo de trabajo<sup>80</sup>.

Se desarrollaron así, los adhesivos de 5<sup>ta</sup> generación que consisten en dos tipos de materiales adhesivos, los llamados de una sola botella, y los imprimadores autograbantes. Los de una sola botella combinan el imprimador y el adhesivo en una sola botella que es aplicada luego del grabado total, creando un entrecruzamiento mecánico de la misma manera que en los sistemas de 4<sup>ta</sup> generación, mostrando altos valores de resistencia de unión tanto para el esmalte como para la dentina<sup>80,81</sup>.

Por otra parte, los imprimadores autograbantes fueron propuestos por Watanabe y Nakabayashi, estos usan una solución acuosa de 20% de Phenil-P en 30% de HEMA (20P-30H) para unirse simultáneamente al esmalte y la

dentina<sup>80</sup>. La condición ácida del sistema, que está dada por el Phenil-P, le permite penetrar en la capa de desecho para disolver su contenido mineral, además de impregnar y grabar la dentina rica en calcio que está debajo de la capa de desecho, aproximadamente en una profundidad de 0,5 a 1,5  $\mu\text{m}$ <sup>77</sup>; esto crea canales de difusión tridimensionales alrededor de las fibras colágenas<sup>85</sup>. Esta solución de 20P-30H, simultáneamente promueve la impregnación del monómero a la misma profundidad de desmineralización, creando una capa híbrida libre de defectos<sup>85</sup>, esta capa de dentina infiltrada con resina tiene una profundidad alrededor de 0,5 a 2  $\mu\text{m}$ ; quiere decir que es más delgada y uniforme que la capa híbrida que se forma cuando se utiliza el ácido antes de la aplicación del imprimador<sup>77,92</sup>. Lo anterior se explica por la neutralización de la capacidad ácida del imprimador cuando éste pasa por la capa de desecho, dejando un poder de acidificación menor para grabar la superficie de dentina mineralizada y sana que está debajo de la capa de desecho<sup>77</sup>.

La capa híbrida formada por los imprimadores autograbantes es más delgada<sup>92,93</sup> y consiste en una porción superior y una inferior. La parte superior resulta de la infiltración de resina en la capa de desecho desmineralizada y es llamada capa de desecho hibridizada. La parte inferior, más delgada, es creada por la formación de la verdadera capa híbrida dentro de la dentina intertubular desmineralizada. Estas dos capas pueden funcionar como una unidad<sup>92</sup> y tener alta resistencia de unión, así como mostrar signos de muy poca microfiltración<sup>77</sup>.

Por otra parte, la combinación del paso de grabado y de imprimación le ofrece a estos sistemas ciertas ventajas como son la reducción del tiempo de trabajo y la disminución del riesgo de colapso de la fibra colágena, debido a que se logra eliminar el paso de lavado del ácido grabador<sup>80</sup>. Sin embargo, la efectividad y calidad de la unión de los sistemas autograbadores ha sido cuestionada, por lo tanto los estudios más recientes en adhesión se tornan hacia la investigación de esos agentes adhesivos. Se cree que estos sistemas pueden verse afectados por la cantidad de capa de desecho residual que queda sobre la superficie dentaria debido a la acidez relativamente débil del imprimador autograbante<sup>94</sup>, cuyo pH oscila entre 1,5 y 3,0.

En tal sentido, Tay *et al.*<sup>95</sup>, evaluaron el efecto de la ausencia y presencia de la capa de desecho en la unión a dentina obtenida con el sistema imprimador autograbante, Clearfil SE Bond (Kurakay). Para el estudio se utilizaron terceros molares humanos, a los cuales se les creó capa de desecho en diferentes espesores; el grupo control correspondió a dientes fracturados sin capa de desecho. Posteriormente, la superficie dentinaria fue tratada con el sistema adhesivo para unir bloques de resina compuesta, a los cuales se le realizaron pruebas de resistencia de unión microtensionales. Los resultados obtenidos con el estudio, mostraron que en los diferentes espesores de capa de desecho el imprimador autograbante es capaz de atravesar dicha capa, creando una capa híbrida delgada que se incorpora a la capa de desecho, y que ambas capas pueden funcionar como una unidad ante cargas, sin separarse<sup>95</sup>.



Otro estudio realizado por Tay *et al.*<sup>93</sup>, evalúa la profundidad de desmineralización en la dentina intacta usando diversos sistemas de imprimadores autograbantes con diferentes valores de pH y estudiaron el efecto de las variaciones del espesor de la capa de desecho en la hidridización de la dentina intacta con el sistema Clearfil SE Bond (Kurakay). Los resultados mostraron que el pH de los sistemas adhesivos afecta la profundidad de grabado de los adhesivos estudiados, entre ellos All-Bond (Bisco), pH 5,2, que infiltró completamente la capa de desecho, pero no logró desmineralizar la dentina intacta que está debajo de ella; mientras que, Clearfil Liner Bond II (Kuarakay), pH 1,4 penetró efectivamente en la capa de desecho y grabó la dentina creando una capa híbrida de 1,2 a 1,4  $\mu\text{m}$  de espesor, igualmente Clearfil Liner Bond 2V (Kurakay), pH 2,8, desmineralizó la dentina y creó una capa híbrida de 0,3 a 0,5  $\mu\text{m}$ . Por otra parte, cuando usaron Clearfil SE Bond (Kurakay) sobre distintos espesores de capa de desecho (0 a 4,1  $\mu\text{m}$ ) se produjo una consistente capa híbrida de 0,4 a 0,5  $\mu\text{m}$ . Así, los autores concluyeron que en este estudio, no se puede confirmar la sospecha de que una capa de desecho gruesa pueda interferir con la difusión del imprimador autograbante dentro de la dentina intacta ubicada debajo de la capa de desecho<sup>93</sup>.

A diferencia de los estudios antes mencionados, Ogata *et al.*<sup>94</sup>, evaluaron el efecto de acondicionadores de dentina en la resistencia de unión a la dentina preparada con diferentes tipos de piedras, usando el sistema de imprimador autograbante, Mac Bond II (MB, Tokuyama Dental) y un sistema de grabado

con ácido fosfórico, Single Bond (SB, 3M). Los resultados mostraron que el tipo de piedra utilizada para crear la capa de desecho influye en la resistencia de unión de la resina a la dentina obtenida con diferentes sistemas adhesivos, debido a que cuando la capa de desecho fue creada con piedra de diamante, la resistencia de unión obtenida con el sistema imprimador autograbante, fue menor que cuando se usó el sistema adhesivo Single Bond que utiliza ácido fosfórico. Esta diferencia aunque no fue significativa, llevó a que los autores concluyeran que para obtener una óptima adhesión a la dentina con cualquier sistema adhesivo, la capa de desecho debe ser completamente removida<sup>94</sup> para lograr la completa penetración de la resina dentro de la dentina intratubular e intertubular.

De igual manera, se ha observado que la efectividad de los sistemas autograbantes en el grabado al esmalte es menos predecible que el obtenido con el uso del ácido fosfórico antes de la colocación del imprimador<sup>80</sup>. La resistencia de unión obtenida con estos sistemas es alta; sin embargo, el sellado a nivel de los márgenes del esmalte, obtenido con los sistemas de una sola botella es superior al obtenido con los imprimadores autograbantes<sup>80</sup>.

Por otro lado, recientemente se han desarrollado los sistemas de 6<sup>ta</sup> generación que se caracterizan por lograr adhesión al esmalte y a la dentina con una sola solución; estos son los verdaderos sistemas de un solo paso, que actualmente están siendo evaluados y que fueron desarrollados con la idea de simplificar el acto clínico, por lo tanto cualquier acción de mejorar y facilitar la

técnica adhesiva durante los procedimientos clínicos, permitirá lograr el sistema de adhesión ideal<sup>80</sup>

Ahora bien, los sistemas adhesivos, se clasifican de acuerdo a su comportamiento en relación a la capa de desecho. Como mencionamos anteriormente, existen tres mecanismos de adhesión en los sistemas dentinarios<sup>63</sup>. Un primer grupo de adhesivos modifica la capa de desecho y la incorporan dentro del proceso de adhesión, estos adhesivos no se utilizan hoy en día, debido a que corresponden a los sistemas de 3<sup>era</sup> generación. El segundo grupo remueve la capa de desecho completamente y el tercer grupo disuelve la capa de desecho más que removerla<sup>63</sup>. Los sistemas adhesivos modernos actúan removiendo o disolviendo la capa de desecho, y corresponden a los adhesivos de la 4<sup>ta</sup> a la 6<sup>ta</sup> generación.

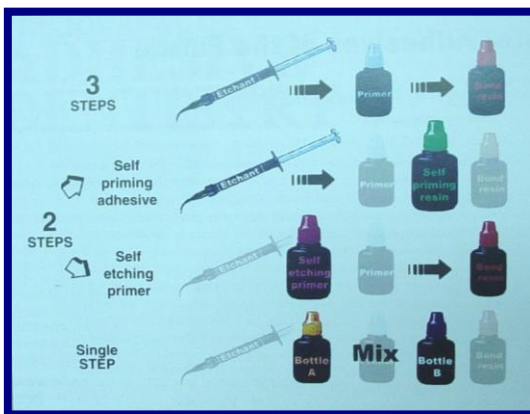
Analizando cada uno de ellos, se puede observar que los adhesivos que modifican la capa de desecho se basaban en el concepto que la capa de desecho es una barrera natural, puesto que protege a la pulpa de la invasión bacteriana y limita la fluidez del flujo pulpar. En estos sistemas se mantenía la capa y las prolongaciones de desecho y el objetivo era lograr una eficiente humectación e infiltración de los monómeros dentro de la capa de desecho, con la posterior polimerización del adhesivo<sup>63, 96</sup>. La interacción de estos adhesivos con la dentina era superficial debido a la penetración limitada de la resina dentro de la superficie dentinaria. Clínicamente estos sistemas requerían el grabado selectivo del esmalte en un paso separado<sup>63</sup>.

Los sistemas que remueven la capa de desecho utilizan acondicionadores ácidos que son aplicados en el esmalte y en la dentina simultáneamente, de tal manera que desarrollan el concepto de grabado total y logran la adhesión por la formación de la capa híbrida y las prolongaciones resinosas, responsables de la unión micromecánica<sup>63,96</sup>. Comúnmente están representados por los sistemas multicomponentes o de tres pasos y por los sistemas que combinan el primer con el adhesivo<sup>91</sup>.

Por otra parte, los adhesivos que disuelven la capa de desecho desmineralizan esta capa y la superficie de dentina debajo de ella, sin remover los remanentes de la capa de desecho disuelta ni los tapones de los túbulos dentinarios<sup>63</sup>. En ellos se forma una limitada capa de dentina infiltrada con resina y tapones de desecho infiltrados también con resina<sup>96</sup>.

La efectividad del sistema de adhesión a la dentina debe ser medida en función de la capacidad de unión y sellado de la superficie<sup>77</sup>, por ello se debe lograr la infiltración de la resina en el espacio intertubular e intratubular, debido a que si no se logra la penetración de la resina en la red de colágeno desmineralizada se obtiene una baja resistencia de unión y susceptibilidad a la degradación hidrolítica de la fibra colágena expuesta. Si la resina no penetra dentro de los túbulos abiertos, se incrementa el riesgo de sensibilidad dentinaria e irritación pulpar, por la microfiltración de productos bacterianos alrededor de las prolongaciones de resina que logran pasar por los túbulos dentinarios hasta la pulpa.

Se puede concluir que, el ácido fosfórico inicialmente usado para el grabado de la superficie de esmalte es todavía aceptado hoy en día, creando una desmineralización uniforme capaz de proveer una superficie para la retención de la resina con altos valores de resistencia de unión, los cuales son predecibles y confiables. A diferencia del mecanismo de adhesión a la dentina, el cual es efectivo y predecible cuando los sistemas adhesivos actúan sobre la capa de desecho, para reaccionar con la dentina intertubular y peritubular<sup>77</sup>, logrando la infiltración del monómero resinoso y la formación de la capa híbrida, además de la infiltración en la dentina intratubular para la formación de los empalmes de resina. Finalmente, este mecanismo de adhesión se obtiene con los sistemas de adhesión a dentina y esmalte de la cuarta a la sexta generación, donde el número de pasos clínicos depende del tipo de adhesivo; además, son esenciales para la adecuada cementación de las restauraciones indirectas, como las carillas de porcelana y los bordes cerámicos.



**Gráfico 28. Adhesivos dentinarios contemporáneos clasificados en sistemas de tres, dos o un solo paso, de acuerdo a como se realizan los tres pasos cardinales de la adhesión, como son el grabado, imprimación y unión al sustrato dentario, es decir si el proceso es complejo o simple. Tomado de Tay et al. 2002.**

## 4.2 Acondicionamiento de las carillas de porcelana y bordes cerámicos

La idea original de grabar la porcelana fue desarrollada por Horn<sup>35</sup> quien aplico ácido fluorhídrico sobre la superficie de porcelana para crear microporosidades similares al patrón observado en el esmalte grabado. El ácido crea una superficie ligeramente esmerilada y microscópicamente rugosa en la porcelana grabada, a diferencia de la superficie lisa de la porcelana sin grabar<sup>35</sup>.

Horn<sup>35</sup>, describió el proceso de la siguiente manera, se coloca la restauración de porcelana en un baño ultrasónico con ácido fluorhídrico al 10% por 15 minutos, o en una sustancia similar llamada Stripit por 20 minutos, éste es un producto comercial que contiene ácido fluorhídrico que no necesita ser mezclado previamente. El tiempo de grabado, a su vez se ve modificado por el espesor de la porcelana, así restauraciones de mayor grosor necesitan una exposición ácida mayor de unos pocos minutos y por el contrario si la lámina de porcelana es delgada se disminuye el tiempo de exposición.

Sin embargo, la aplicación del ácido no tiene un patrón establecido para todos los tipos o marcas de porcelana. El grabado depende de la composición de la porcelana y del tipo de ácido, la concentración del ácido y el tiempo de acción del ácido. Tal es el caso de las porcelanas reforzada con leucita y con disilicato de aluminio, como IPS-Empress e IPS Empress 2 (Ivoclar, Vivadnet), respectivamente, los cuales son acondicionados idealmente con ácido fluorhídrico al 10%<sup>20</sup>.

Las porcelanas con alto contenido de alúmina, como por ejemplo In Ceram, no pueden ser grabadas con el ácido fluorhídrico pues contienen una fase vítrea reducida la cual es la responsable de la creación de las microretenciones; de tal manera que, las microporosidades se logran a través de otros medios como es el arenado que establece también una adecuada superficie para la retención mecánica<sup>97</sup>. El arenado se realiza con partículas de 50 µm de óxido de aluminio, éste procedimiento también es efectivo para tratar la superficie interna de restauraciones mecanizadas con alto contenido de alúmina como Procera (Nobel, Biocare) y con zirconio<sup>88</sup>.

Por otra parte, Horn<sup>35</sup>, señaló que la porcelana se une a la superficie del esmalte grabado, a través de la combinación de una unión mecánica y química, en donde la unión mecánica es lograda por la adhesión del agente cementante al esmalte por un lado y a la superficie de porcelana grabada por el otro, a través de prolongaciones de resina dentro de la porcelana<sup>98</sup>; mientras que la unión química se logra a nivel de la interfase de porcelana la cual es tratada con el ácido fluorhídrico y un agente acoplador, el silano<sup>35</sup>, que es una sustancia compuesta por dos grupos funcionales, uno órgano funcional y otro sílico funcional<sup>39</sup>.

La parte sílico funcional del silano, reacciona con la fase de vidrio de la porcelana a través de los grupos amino, cloro y etóxico; mientras que el órgano funcional, corresponde al grupo vinil, que reacciona con la matriz orgánica de la resina; ésta reacción acontece solo cuando la resina ha polimerizado<sup>39,98,99</sup>.

Así, la introducción de la silanización propicio la unión química entre la resina compuesta y la porcelana<sup>100</sup>, aumentando la resistencia de unión de la resina a la porcelana grabada con ácido<sup>39,98,99</sup>, la cual presenta una mayor área de superficie que aumenta el área de contacto entre el silano y la porcelana, favoreciendo además, la retención mecánica de la resina fluida<sup>14</sup>.

Por otra parte, el silano se presenta en dos categorías, los silanos hidrolizados o preactivados y los no hidrolizados o activados por ácido. Esta variación se origina del hecho que el silano esté o no apto para reaccionar directamente con la porcelana, lo cual modifica a su vez la técnica clínica a ser empleada. El silano hidrolizado es aplicado directamente sobre la porcelana y se deja secar para que el vehículo de alcohol, o algún otro solvente, se evapore. El silano no hidrolizado es aplicado sobre la porcelana después de haber recibido una porción de ácido fosfórico, en este caso se esperan unos minutos para que el silano reaccione con la porcelana dejando en la superficie los radicales órgano funcionales que reaccionarán con la resina<sup>14</sup>. Por lo tanto, el proceso debe ser realizado según las indicaciones del fabricante, respetando el tiempo de aplicación y la condición del silano, si esta hidrolizado o no<sup>14</sup>.

Por otra parte, hay ciertas consideraciones que se deben tomar en cuenta durante la utilización del silano; primero, la solución de silano debe estar fresca y no puede entrar en contacto con agua o humedad, debido a que pierde la capacidad de adherirse a la cerámica; segundo, debe aplicarse una capa delgada, debido a que una capa gruesa de silano puede bloquear las



retenciones de la superficie cerámica y tercero, no puede ser contaminada la superficie cerámica silanizada, antes de entrar en contacto con la resina<sup>100</sup>. En condiciones ideales el silano se debe colocar después de haber probado la restauración.

Además, se debe tener especial cuidado en aplicar el silano sobre la superficie completamente limpia y seca, ya que el procedimiento es sensible técnicamente, y la unión del silano en el primer momento es débil, se aconseja esperar unos 20 minutos y evitar aplicar fuerzas en las primeras 24 horas, por lo que el procedimiento de pulido de la restauración debe ser retrasado para evitar la interrupción de la unión silanizada recién formada<sup>14</sup>.

En resumen, el procedimiento de grabado de la porcelana con ácido fluorhídrico o en su defecto el arenado de su superficie, junto con la utilización del silano, permite aumentar la resistencia de unión entre la cerámica y la estructura dentaria previamente acondicionada, favoreciendo la retención del agente cementante<sup>88</sup>, el cual debe poseer ciertas propiedades, que se analizarán a continuación, ya que éste representa la clave final para obtener restauraciones exitosas.

#### **4.3 Cementación de las carillas de porcelana y de los bordes cerámicos.**

Para la cementación de las carillas de porcelana y bordes cerámicos el primer paso es la selección del agente cementante, el cual es el responsable de unir la restauración a la estructura dentaria y otorgar el resultado estético

final de la restauración<sup>101</sup>. Idealmente, el cemento debe ser biocompatible, es decir, tener poca interacción con el cuerpo y sus fluidos, tener bajo potencial alergénico y no ser tóxico<sup>9</sup>. También debe ser resistente a la microfiltración y prevenir activamente la formación de caries a nivel de la interfase diente – restauración<sup>101</sup>.

En cuanto a sus propiedades mecánicas, debe resistir las fuerzas funcionales durante el tiempo de vida de la restauración, para ello debe tener alta resistencia a la fractura, a la fatiga, alta resistencia compresiva y flexural<sup>101</sup>. También, deben tener baja solubilidad, poca absorción de agua, capacidad de adhesión al diente, a la porcelana y a las restauraciones preexistentes, así como pequeño espesor de película y alto escurrimiento<sup>14,101</sup>. Las propiedades de manipulación incluyen amplio tiempo de trabajo, tiempo de fraguado rápido cuando es activado para evitar la dislocación de la restauración; además de facilitar la remoción de los excesos, aún después que el cemento haya polimerizado<sup>14</sup>.

Igualmente, debe tener propiedades estéticas tales como translucidez; similitud con el color del diente a restaurar, para ello debe tener una amplia gama de colores y pruebas de color<sup>101</sup>, que le permitan al cemento actuar activa o pasivamente, según la necesidad en cuanto a la obtención del resultado estético final de la restauración<sup>14</sup>. Por otra parte, debe ser capaz de corregir posibles fallas de adaptación y permitir la restauración del diente concomitantemente con el acto de cementación<sup>14</sup>.

Tomando en cuenta lo anteriormente señalado, el cemento ideal no existe; sin embargo, el cemento a elección para las restauraciones con carillas y borde cerámicos, es el cemento resinoso, ya que cumple con los requerimientos de adhesividad a la cerámica y a la estructura dentaria, además de prevenir la fractura de la porcelana<sup>101</sup> y por último permite mantener los principios estéticos, que en este caso es el objetivo final de las restauraciones cerámicas<sup>14,88,101</sup>.

Los cementos resinosos se usan desde los años 50 y están constituidos básicamente por los mismos componentes de las resinas para restauración, es decir metacrilatos<sup>3,9</sup>. Estos presentan dos elementos fundamentales, una matriz de resina y la fase inorgánica de relleno; la matriz generalmente está representada por bisfenol A-glicidil metacrilato (bis-GMA) o por dimetacrilato de uretano; mientras que la fase inorgánica de relleno está constituida por partículas de sílice o de vidrio<sup>9,100,102,103</sup>.

Las partículas de relleno en los compuestos resinosos en general pueden tener diferentes tamaños, que varían desde tan solo 0,04 micrómetros hasta 15 a 30 micrómetros. Aquellos compuestos que contienen partículas submicrométricas presentan una superficie muy pulible, suave y cristalina, similar al esmalte dentario; mientras que, las resinas con partículas entre 1 a 8 micrómetros tienen una superficie semipulible y de aspecto mate, al igual de las que contienen partículas mayor de 8 micrómetros que son difíciles de pulir<sup>102</sup>. Así mismo, el contenido del material de relleno también varía por unidad de

peso en los compuestos resinosos, siendo un dato importante para predecir la resistencia a la fractura del material<sup>102</sup>.

En base a esto en los compuestos resinosos en general se distinguen compuestos de macrorrelleno y microrrelleno, los primeros contienen un 75% o más de carga inorgánica; mientras que, los segundos contienen 66% o menos de relleno inorgánico; siendo los de microrrelleno más resistentes a la fractura que los de macrorrelleno<sup>102</sup>. También están presentes los llamados compuestos híbridos, que son aquellos que contienen dos tipos de partículas, es decir, combinan micropartículas con macropartículas, que generalmente poseen una carga inorgánica entre 76 al 80%, combinando así las características de alta pulibilidad con alta resistencia a la fractura<sup>102</sup>.

En los agentes de cementación resinosos, el tamaño y la cantidad del contenido de relleno y el tipo de solvente, también varían, e influyen en el espesor de la película de cemento; teniendo generalmente partículas de menor tamaño, para obtener un espesor de película deseable<sup>3</sup>, el cual debe estar en un rango de 25  $\mu\text{m}$ <sup>88</sup>. Sin embargo, los cementos resinosos generalmente presentan un espesor de película mayor que los cementos convencionales como el fosfato de zinc, vidrio ionomérico y vidrio ionomérico modificados con resina<sup>88</sup>.

Por otro lado, la alta viscosidad de los cementos resinosos hace difícil el asentamiento de la restauración<sup>3</sup>. En base a esto, Sheets y Taniguchi<sup>48</sup>,

sugieren la utilización de una resina compuesta de microrrelleno como material útil de cementación porque permite el completo asentamiento de la restauración. Igualmente, Christensen<sup>40</sup>, recomienda ésta resina porque produce márgenes más estables, más resistentes a la tinción y de alta pulibilidad. A diferencia de Garber<sup>56</sup> que recomienda una resina compuesta híbrida de pequeño tamaño de partícula porque tiene la ventaja de reflejar mejor la luz que la resina de microrrelleno.

Por otra parte, los cementos resinosos se pueden clasificar según la forma en que se inicia la polimerización, pudiéndose diferenciar en autocurados, fotocurados y de curado dual<sup>14,103</sup>. Los autocurados o de curado químico están constituidos principalmente por 4-META<sup>104</sup>, o por un oligómero de diacrilato diluido en monómeros de dimetacrilato, además de contener vidrio o sílice. La reacción se inicia por un peróxido iniciador (peróxido de benzoilo) y una amina aceleradora<sup>9</sup>. Estos cementos endurecen entre 2 y 3 min, de manera que requieren una técnica rápida<sup>100</sup>, tienen un corto tiempo de trabajo<sup>14,105</sup>, haciendo difícil la remoción de los excesos y la corrección de posibles fallas durante la adaptación de la restauración<sup>14</sup>. Generalmente, presentan una conversión de monómero a polímero alrededor del 60% inicialmente, donde el curado posterior ocurre por la alta temperatura bucal<sup>105</sup>.

La principal ventaja de los cementos autocurados es que polimerizan en aquellas zonas donde la luz no penetra<sup>100</sup>; por lo tanto, sirven para la cementación de restauraciones translúcidas y opacas<sup>14</sup>. Entre sus desventajas

está la limitada gama de colores y su alto contenido de amina que produce decoloración con el tiempo<sup>105</sup>.

Los fotocurados están constituidos por resinas híbridas de microrrelleno, basados en bis-GMA o dimetacrilato de uretano y cuyas partículas de relleno son vidrio o sílice varían entre un 20 a 75% de su peso<sup>9</sup>. Estos son activados por luz, gracias a la interacción de la canforquinona y la luz azul de los sistemas de fotocurado<sup>9,105</sup>. Se utilizan para la cementación de restauraciones translúcidas<sup>14</sup>, es decir, aquellas que permitan el paso de la luz, hasta 2 mm de espesor aproximadamente, ya que si la restauración es opaca se impide la polimerización del cemento<sup>14</sup>. Las ventaja de los cementos fotocurados es el mayor tiempo de trabajo<sup>105</sup>, lo cual facilita la remoción de excesos antes del curado, por lo tanto reduce el tiempo necesario para la remoción de los excesos de cemento y para pulir los márgenes de la restauración<sup>14,100</sup>. También, presentan mayor estabilidad de color<sup>105</sup> y una amplia gama de colores y pigmentos lo que permite una adecuada selección del color<sup>14</sup>.

Los cementos de curado dual presentan una doble vía de curado, la activación química y la curada por luz<sup>14</sup>, el curado químico ocurre en las zonas en que no penetra la luz y la condición de fotocurada esta dada por componentes fotosensibles que se activan con la luz. Estos cementos tienen una reacción más lenta que los autocurados<sup>100</sup>, esto permite un buen tiempo de trabajo y fácil remoción de los excesos<sup>14</sup>. Los cementos de curado dual se indican cuando el espesor de la cerámica es mayor a 2 mm y en cavidades

profundas donde no llega la luz<sup>105</sup>. Su presentación consta de un estuche que tiene diversidad de colores y cementos de prueba para la selección final del color lo que permite realizar modificaciones en la etapa final de cementación<sup>14</sup>.

Para la cementación de carillas se recomiendan los fotocurados siempre y cuando el espesor de la carilla sea delgada para permitir la penetración de la luz y así la activación de la polimerización<sup>100</sup>.

Es importante también conocer las propiedades mecánicas de los cementos resinosos, esto nos da una idea de su comportamiento clínico. Un estudio realizado por Chuin Li *et al.*<sup>106</sup>, evaluó diferentes agentes de cementación como fosfato de zinc, policarboxilato, vidrio ionomérico convencional y modificado con resina, así como cementos resinosos. Los resultados mostraron que las propiedades mecánicas tales como límite proporcional, resistencia, resiliencia y tenacidad compresiva de los cementos resinosos son similares a los de los cementos convencionales; mientras que, registran los mayores valores de resistencia y tenacidad flexural, indicando que los materiales resinosos son menos frágiles que los otros materiales estudiados. Por otro lado, los cementos resinosos muestran un módulo elástico bajo, entre 11 y 12 Gpa, lo cual tiene el inconveniente de que no previene la deformación y la fractura de las restauraciones totalmente cerámicas, que son frágiles. Sin embargo, como las carillas de porcelana están soportadas por el esmalte, que es rígido, éste protege a la carilla de cualquier deformación y fractura<sup>106</sup>.

Por otra parte, los cementos resinosos deben tener baja contracción de polimerización para evitar la ruptura de la interfase diente - restauración y así mantener la retención, así como deben tener alta resistencia a la degradación<sup>105</sup>.

En base a todo lo anteriormente señalado, se puede mencionar que los cementos resinosos se usan principalmente por su capacidad de mantener las características estéticas y por el entrecruzamiento mecánico que producen entre la estructura dentaria y la restauración cerámica. Esto es de interés, debido a que en las restauraciones parciales libres de metal, como es el caso de las carillas y bordes cerámicos, la resistencia de unión depende menos de la retención mecánica producto del diseño de la preparación y más de la capacidad de adhesión<sup>88</sup>. Esta resistencia de unión, por adhesión, lograda con los cementos resinosos, es esencial para las carillas y los bordes cerámicos, debido a que el uso de cementos convencionales está contraindicado<sup>88</sup>.

Finalmente, el paso de cementación es crítico para el éxito de la restauración, se debe tener cuidado en la manipulación los cementos resinosos para lograr una efectiva adhesión<sup>104</sup>. Previamente se escoge el tipo de cemento y el color a través de los cementos de prueba, se observa la adaptación de la restauración en el diente, se verifica si la restauración cerámica ha sido grabada, arenada y silanizada según las indicaciones del fabricante, en caso de que no esté grabada se procede a realizarlo y a aplicar el silano como se menciona anteriormente<sup>14,104</sup>.



Posteriormente, se procede al acto de cementación como tal, donde el diente a restaurar debe estar aislado con rollos de algodón o dique de goma en el caso en que éste pueda ser utilizado, luego se realiza una profilaxis con piedra pómez y agua, se lava y seca el diente, se coloca una matriz transparente y cuñas posicionadoras en la zona interproximal para proteger a los dientes vecinos; después se realiza la técnica de grabado ácido y adhesión según las indicaciones del fabricante<sup>14</sup>, donde la capa de adhesivo colocada sobre la estructura dentaria no debe ser polimerizada, ya que de lo contrario podría interferir en el completo asentamiento de la restauración<sup>104</sup>.

Luego se coloca el agente cementante en la carilla o en el borde cerámico, evitando atrapar burbujas; se posiciona la restauración en el diente, manteniendo la restauración con una ligera presión hacia la superficie dentaria para lograr que el cemento fluya por los márgenes y así eliminar los excesos con un instrumento. Por otra parte, previa a la remoción de los excesos, se aconseja pre-polimerizar el cemento fotocurado durante 5 a 10 seg. a nivel de la porción más central de la restauración<sup>14</sup>, para lograr la retención parcial de la carilla y/o el borde cerámico al diente. Posteriormente se eliminan, si están presentes, los excesos de cemento remanentes y se polimeriza el cemento por 40 seg en cada superficie del diente, para asegurar la completa polimerización del agente de cementación.

Por último se remueve la matriz y cuñas posicionadoras y se realiza el procedimiento de acabado y pulido de la restauración, que puede ser con una

hoja de bisturí número 12, discos abrasivos, puntas de diamante grano fino, puntas de silicona y pasta diamantada si es necesario; se verifican los contactos oclusales en céntrica y en los movimientos de lateralidad y protrusiva, eliminándose las interferencias que eventualmente existan<sup>104</sup>.

## **5. LONGEVIDAD DE LAS CARILLAS DE PORCELANA**

La longevidad de una restauración depende de numerosos factores entre ellos, la capacidad del operador, la capacidad del técnico en el caso de restauraciones indirectas, las propiedades del material restaurador, la capacidad del clínico de detectar defectos en la restauración y de su filosofía acerca del reemplazo de la restauraciones; además depende de factores inherentes al paciente, tales como higiene oral, función oclusal y hábitos dietéticos<sup>33</sup>.

Los estudios de longevidad de carillas de porcelana son difíciles de evaluar, debido a que la mayoría de ellos involucran muchos parámetros que son complejos de comparar<sup>107</sup>. Por esta razón, cada estudio se analizará individualmente.

### **5.1 Microfiltración**

Uno de los parámetros que más se estudia al momento de evaluar la longevidad de una restauración, es la microfiltración marginal o percolación, que no es más que el paso de bacterias, fluidos, moléculas e iones entre las paredes de la cavidad y el material restaurador<sup>9</sup>. La microfiltración puede

permitir que las carillas de porcelana fallen<sup>108</sup> debido a que la penetración de ácidos y microorganismos puede resultar en caries a nivel de los márgenes de las carillas, además la acumulación de residuos en la región promueve la tinción y decoloración de la interfase<sup>3</sup>.

Por otra parte, debido a que los dientes anteriores están especialmente expuestos a variaciones térmicas producto de las comidas y bebidas, y a que las carillas de porcelana pueden agrietarse después de su cementación como consecuencia de la contracción de polimerización del cemento resinoso<sup>3</sup>; se deben considerar diversos factores como son el coeficiente de expansión térmica y conductividad térmica de los materiales restauradores, estas son propiedades importantes que se deben tomar en cuenta para minimizar la microfiltración<sup>3</sup>.

En relación a esto, existe una amplia diferencia entre el coeficiente de expansión térmica de los dientes y el de los cementos resinosos<sup>9</sup>, que junto con la contracción de polimerización de los cementos resinosos puede formar un espacio microscópico a nivel marginal y originar microfiltración<sup>9,47</sup>.

Lo anteriormente señalado puede evidenciarse en el estudio realizado por Tjan *et al.*<sup>47</sup>, quienes evaluaron la microfiltración de 20 carillas de porcelana feldespática convencional y 20 carillas de Dicor, colocadas en incisivos centrales maxilares extraídos, las cuales fueron unidas enteramente al esmalte grabado o a la superficie adamantina con el margen cervical en dentina. Los

resultados indicaron una mínima microfiltración marginal en los dos tipos de carillas, cuando fueron cementadas sobre preparaciones realizadas totalmente en esmalte; mientras que, observaron una marcada microfiltración marginal a nivel de la interfase dentina - cemento resinosa, cuando el margen cervical se encontraba en dentina, debido a que la resistencia de unión del agente de adhesión a la dentina es menor que la obtenida al esmalte.

Por otro lado, los autores observaron una mínima diferencia en la microfiltración marginal en las carillas de Dicor y las de Ceramco II, debido posiblemente a que la capacidad de absorción de la luz es diferente en los dos tipos de cerámica, lo cual afecta la profundidad de polimerización de la resina y por ende marca la diferencia en los valores de microfiltración marginal<sup>47</sup>.

Otro estudio realizado por Peumans *et al.*<sup>109</sup>, evaluó el resultado clínico después de 5 años de 87 carillas de porcelana colocadas en 25 pacientes, donde se excluyeron pacientes con mala higiene oral, con una oclusión desfavorable y los dientes que presentaban más de un 50% de pérdida del esmalte. El tipo de preparación fue la reducción del esmalte vestibular entre 0,3 a 0,7 mm, reducción proximal hasta el punto de contacto y reducción incisal de 1 a 2 mm, con la creación de un hombro palatino.

A los 5 años se evaluó la estética, el ajuste marginal, la vitalidad, el grado de fracturas y la satisfacción del paciente. Los resultados arrojaron que el 93% de las carillas eran satisfactoriamente aceptables, con perfectas condiciones

estéticas de color y textura, solo el 7% restante presentaba problemas clínicos inaceptables como caries recurrente (2,3%), fractura de la porcelana (1,2%), microfiltración clínica importante (1,2%) y problemas pulpares (2,3%). De ellas, solo un 14% de las carillas presentó una adaptación marginal perfecta en todo el contorno de la restauración. Sin embargo, los autores concluyen que los mínimos defectos marginales resultaron ser insignificantes y se presentaron por defectos en el cemento resinoso<sup>109</sup>.

Igualmente, Aristides *et al.*<sup>110</sup>, evaluaron 186 carillas de porcelana durante 5 años, en base a la estética, integridad marginal, decoloración marginal y otros parámetros. Los resultados mostraron que al cabo de 5 años el 98,4% de las carillas eran satisfactorias clínicamente, no necesitaban intervención; solo se presentó una restauración con defectos marginales a nivel de la interfase cemento-restauración, debido a la pérdida del sellado marginal y disolución del cemento. Es importante notar que la filtración marginal ocurrió solamente a nivel cervical y no en el margen incisal de la restauración, corroborando que el margen cervical es más vulnerable a la microfiltración y que el agente de cementación es la parte débil del complejo diente-restauración<sup>109,110</sup>.

Se puede concluir entonces, que la microfiltración marginal es originada por la penetración de bacterias, fluidos, restos alimenticios, moléculas e iones a nivel de la interfase diente-restauración. Esta microfiltración puede ser minimizada tomando en consideración todos los factores involucrados dentro

del proceso de adhesión, el cual puede sellar la estructura dentaria y evitar el ingreso de bacterias y sus productos, además de fluidos; recordando que la capacidad de adhesión es más exitosa a nivel del esmalte, por ser este un sustrato menos complejo que la dentina. Así, el comportamiento clínico de las carillas cerámicas unidas al esmalte puede ser predecible, hasta cierto punto<sup>73</sup>.

Por otro lado, la parte más débil del sistema diente-restauración sigue siendo el agente de cementación<sup>36</sup>, que aunque tiene la capacidad de adherirse al diente y a la porcelana, muestra disolución por los fluidos orales y separación de la superficie dentaria debido a la contracción de polimerización del cemento. Por lo tanto, lo ideal sería utilizar un cemento resinoso con un coeficiente de expansión térmica lo más similar posible al diente y con un bajo grado de contracción de polimerización para minimizar la formación de brechas marginales.

## **5.2 Fallas mecánicas**

La longevidad clínica de las carillas también depende de las fallas mecánicas que se puedan presentar en el sistema, con la consecuente fractura y desunión de la restauración. Igualmente el análisis de las fallas mecánicas es arduo debido a la diversidad de factores involucrados en los diferentes estudios, entre los cuales se puede mencionar, el tipo de sustrato sobre el cual se logra la retención de la restauración, tipo e intensidad de las cargas oclusales que inciden sobre la restauración, tipo de preparación dentaria y otros. Por otra parte, la mayoría de las investigaciones varían en relación a los

parámetros antes mencionados; además la literatura reporta estudios con diferentes períodos de evaluación, que oscilan entre 18 meses y 15 años<sup>73</sup>; de tal manera que los estudios serán analizados individualmente.

Entre los estudios a evaluar, está el realizado por Peumans *et al.*<sup>109</sup> quienes siguieron el comportamiento clínico de 87 carillas de porcelana durante 5 años. El estudio mostró un porcentaje de fracturas de las carillas solo del 1,2%, la cual se produjo en la zona de mayor fuerza oclusal y articular. El grado positivo de retención (100%) y el bajo en fractura en este estudio indican que las carillas de porcelana son restauraciones efectivas a mediano y largo plazo cuando ni la oclusión ni la articulación son patológicas<sup>109</sup>.

El problema ocasionado por fuerzas excesivas también es descrito por Walls<sup>111</sup> que evaluó 54 carillas de porcelana colocadas en dientes anteriores fracturados y desgastados en 12 pacientes. Las carillas se examinaron cada seis meses durante 5 años; del total, nueve restauraciones fueron excluidas del estudio después de los tres años y dos restauraciones a los cinco años, debido a que tres de los pacientes involucrados en el estudio no siguieron en la investigación. Los resultados mostraron que dos restauraciones sufrieron fallas catastróficas, una de ellas fue al segundo día de funcionamiento clínico probablemente como resultado de la pobre preparación de la superficie de porcelana para la adhesión o por contaminación de la superficie de porcelana. La otra restauración falló a los 39 meses de funcionamiento clínico, y ambas estaban involucradas en los movimientos laterales y protrusivos de la

mandíbula. El examen además mostró cuatro fallas parciales, dos de las cuales ocurrieron en dientes anteriores inferiores a nivel incisal, debido al poco espesor de porcelana bajo cargas funcionales, mientras que las otras dos fallas parciales ocurrieron a nivel cervical de dientes severamente desgastados.

Por otra parte, Shaini *et al.*<sup>112</sup>, realizaron un estudio retrospectivo en un lapso de 6,5 años; ellos evaluaron el comportamiento clínico 372 carillas de porcelana unidas a dientes defectuosos y descoloridos en 102 pacientes, donde el 90% de las restauraciones se colocaron en dientes sin preparar. El resultado al cabo de 78 meses, mostró altos valores de fallas; los autores explican que la falta de preparación dentaria es el principal factor contribuyente en la obtención de los altos valores de falla mecánica, ya que la adhesión se realizó sobre la capa aprismática e hipermineralizada del esmalte, el cual ofrece baja resistencia de unión.

Por otro lado se observó, un alto índice de fallas en carillas adaptadas por operadores inexpertos, indicando que ésta es una modalidad de tratamiento técnicamente sensible, donde la experiencia clínica del operador es importante para mejorar el comportamiento clínico y la longevidad de la restauración.

Así mismo, el estudio mostró un gran número de fallas en carillas que fueron cementadas sobre dientes con poca área de esmalte disponible, debido a la presencia restauraciones existentes, o con poca estructura dentaria, donde estaba expuesta la dentina, como en el caso de los dientes no vitales.



De tal manera que, como hemos mencionado anteriormente, la adhesión de la porcelana al esmalte provee una retención adecuada para mantener la restauración en su lugar y permite que la restauración funcione de forma integral con la estructura dentaria; puesto que el íntimo contacto permite una mejor distribución de las tensiones y previene sobrecargas locales en la estructura frágil del material. Así, cualquier factor que influya en esta unión, afecta el comportamiento a corto y largo plazo de la restauración<sup>112</sup>.

Sin embargo, un estudio clínico realizado por Nordbo<sup>53</sup>, en 135 carillas de porcelana feldespáticas colocadas en dientes anteriores sin preparación evaluó desunión, desgaste, integridad marginal y tinción de la restauración, anualmente durante un período de 3 años. Los resultados mostraron que todas las carillas se mantuvieron retenidas después de los tres años. Además, se observó desgaste incisal en siete dientes restaurados; mientras que, la tinción fue imperceptible.

Los altos valores de retención obtenidos con el estudio anterior, son corroborados en una prueba clínica realizada en 180 carillas durante un período de 2,5 años, donde se evaluó la longevidad de diferentes tipos de carillas de resina y porcelana con distintos tipos preparación en términos de falla absoluta y relativa. La falla absoluta se refiere a la necesidad de confeccionar una nueva restauración; mientras que, la falla relativa define la necesidad de reparar la carilla existente. Los resultados mostraron que las carillas de porcelana tienen los valores más altos de longevidad clínica, 94%

para falla absoluta y relativa; mientras que, las carillas de resina directa tuvieron valores de 80% para falla relativa. Además, las carillas colocadas en dientes no vitales mostraron mayor riesgo de fallas que las colocadas en dientes vitales, 46% de fallas en dientes no vitales restaurados con carillas de resina y 0% de falla en dientes no vitales restaurados con carillas de porcelana<sup>58</sup>. Las diferencias encontradas entre los dientes vitales y no vitales, también pudo observarse en el estudio realizado por Shaini<sup>112</sup>, como mencionamos anteriormente, debido posiblemente a la menor cantidad de esmalte en estos dientes.

Siguiendo con los altos valores de retención, un estudio evaluó la durabilidad clínica de carillas de porcelana después de 1 a 10 años de servicio. Los resultados revelaron que la probabilidad de sobrevivencia de las carillas fue un 97% a los 5 años y un 91% a los 10 años, donde el porcentaje de fallas aumentó cuando la línea de terminación se encontraba dentro de una restauración existente y/o cuando la carilla estaba unida a la dentina<sup>113</sup>.

También, Aristides y Dimitra<sup>110</sup>, estudiaron el comportamiento clínico de 186 carillas de porcelana feldespática durante 5 años. El tallado dentario consistió en la reducción facial entre 0,3 a 0,5 mm de profundidad; reducción incisal de 0,5 mm; terminación cervical a nivel del margen gingival en forma de chaflán y reducción proximal hasta el punto de contacto. Los criterios de evaluación fueron la estética, la integridad marginal, la decoloración marginal, el grado de fractura y la satisfacción del paciente. Los resultados mostraron

que el 98,4% de las carillas eran satisfactorias clínicamente sin necesidad de intervención, con un alto mantenimiento de la estética y de la satisfacción; además, el grado de retención fue excelente y el grado de fractura muy bajo. Los autores concluyen que las carillas de porcelanas son un procedimiento confiable y efectivo como tratamiento estético y conservador de los dientes anteriores.

Por otro lado, Magne *et al.*<sup>49</sup>, realizaron un estudio en 27 incisivos maxilares restaurados con carillas para evaluar la formación de fracturas usando un experimento de termociclado, el cual permite caracterizar el comportamiento estructural de un sistema restaurador global, en vez de evaluar las propiedades específicas del material. En el estudio 11 restauraciones se fracturaron y fueron evaluadas al microscopio electrónico, para medir el espesor de la cerámica y del cemento, en cada una de las muestras y en diferentes posiciones de la restauración. Los resultados mostraron diferencias significativas en el espesor de la cerámica y el cemento resinoso. El espesor de la cerámica fue ligeramente más delgado en la superficie vestibular que en proximal e incisal; mientras que, el cemento resinoso fue más delgado en el tercio cervical que en el tercio incisal del diente.

Los autores concluyen que la prueba de termociclado es capaz de generar grietas e inducir la fractura de las carillas de porcelana, ya que las variaciones térmicas generan cargas mecánicas que resultan de la diferencia de expansión térmica del cemento resinoso ( $30/C \times 10^{-6}$ ), cuando se compara

con la porcelana feldespática tradicional (13.5/C x 10-6). Por otra parte, un espesor de porcelana uniforme, combinado con un mínimo espesor del cemento, provee la configuración más favorable para la restauración con carillas de porcelana<sup>49</sup>.

Por último, en vista de que los resultados de estudios de longevidad de carillas directas e indirectas son difíciles de comparar, Kreulen *et al.*<sup>107</sup>, realizaron una recopilación de datos de diferentes estudios clínicos en carillas anteriores realizados en la última década, con especial referencia en las pruebas clínicas para obtener un promedio de sobrevivencia a través de un meta – análisis. El resultado del estudio mostró que la longevidad de las carillas de porcelana es mayor al 90% después de tres años de servicio clínico, las cuales probablemente se comportan mejor que las carillas acrílicas prefabricadas.

En conclusión, los estudios que evalúan la longevidad de las carillas de porcelana, demuestran que las fallas mecánicas de estas restauraciones, ocurren por diversos factores, principalmente determinado por el tipo de retención lograda con el sistema diente-restauración. La mayoría de las investigaciones muestran que las fallas ocurren cuando la unión de la carilla es sobre dentina, sobre restauraciones existentes, en dientes no vitales o en dientes que no han sido preparados adecuadamente, que en resumen, esto se traduce mayormente en la falta de esmalte disponible para la retención. Además, como se mencionó anteriormente, las fallas mecánicas de las carillas

también ocurren dependiendo del diseño de la preparación, el cual influye en el patrón de tensiones dentro de la carilla y que a su vez es determinado por diversos factores, en especial la relación oclusal anterior y los hábitos parafuncionales, que generan fuerzas excesivas sobre la restauración

Las investigaciones a su vez muestran que, el porcentaje de fractura de las carillas de porcelana es bajo, esto se evidencia en el alto porcentaje de longevidad, mayor al 90% en los estudios a mediano y largo plazo, lo que permite que las carillas de porcelana sean consideradas como una alternativa restauradora confiable y efectiva, además de estética y conservadora, útil para tratar los dientes anteriores; siempre y cuando se tome en consideración que el procedimiento es técnicamente sensible y que debe ser realizado por operadores expertos.

### III. CONCLUSIONES

1. El odontólogo está en la obligación de atender las necesidades y expectativas del paciente ofreciéndole alternativas restauradoras que cumplan con los requisitos estéticos, funcionales y de longevidad clínica.
2. Las carillas de porcelana y los bordes cerámicos son alternativas restauradoras que amplían el espectro terapéutico para la corrección de defectos en la zona anterior de los dientes, con la máxima conservación de tejido dentario.
3. Para realizar un tratamiento exitoso con carillas y bordes cerámicos el odontólogo debe tener conocimiento del tipo de cerámica con el cual se confeccionan estas restauraciones, sus indicaciones, contraindicaciones, ventajas, desventajas, tipo de preparación dentaria y todo lo referente al proceso de adhesión y cementación. Todos estos factores son responsables del éxito de la restauración.
4. Las carillas de porcelana y los bordes cerámicos pueden realizarse en porcelana feldespática convencional o en cerámicas de alta resistencia que a su vez posean óptimas propiedades ópticas. La selección de la cerámica dependerá del caso clínico presente y si es la estética, la resistencia o ambas, la característica primordial que tendrá la restauración.

5. Las carillas de porcelana están principalmente indicadas para la corrección de alteraciones de color, forma y posición de los dientes anteriores, para la rehabilitación incisal de dientes desgastados y fracturados y en el reestablecimiento de la guía anterior y guía canina.
6. Los bordes cerámicos son indicados para la corrección de defectos incisales de los dientes anteriores, donde existe alrededor de un 60% - 70% de tejido dentario remanente sano, para la corrección de malposiciones dentarias mínimas y como coadyuvante del tratamiento protésico extenso, en la rehabilitación de la relación oclusal anterior.
7. No existe un consenso universal de que tipo de preparación dentaria debe realizarse para la restauración con carillas de porcelana, si se debe o no cubrir el borde incisal y cual tipo de línea de terminación está indicado, si es en filo de cuchillo, chaflán u hombro, esto dependerá del caso clínico en particular. Por lo tanto, se necesitan más investigaciones que clarifiquen este punto tan controversial.
8. Las carillas y los bordes cerámicos, deben en lo posible, unirse al esmalte para obtener una unión confiable y segura que aumente la longevidad clínica de dichas restauraciones.
9. Las carillas de porcelana son restauraciones efectivas y duraderas; los estudios clínicos a mediano y largo plazo indican un porcentaje de

longevidad mayor al 90% después de los tres años de funcionamiento clínico, a diferencia de los bordes cerámicos, que por ser una modalidad de tratamiento novedosa carecen hasta el momento de estudios clínicos longitudinales.

10. Las carillas de porcelana y los bordes cerámicos son tratamientos técnicamente sensibles que deben ser realizados con el mayor conocimiento y cuidado posible para garantizar el mayor funcionamiento clínico de la restauración.



## REFERENCIAS

- 1) Mc Lean J. The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use. Chicago, 1979.
- 2) Jones D. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dental Clinics of North America 1985; 29 (4) 621-644.
- 3) Anusavice K. Phillips Science of dental materials. U.S.A., W.B. Saunders Company, 1996.
- 4) Macchi R. Materiales dentales. 3<sup>era</sup> ed. Argentina, 2000.
- 5) Bayne S, Taylor D. Materiales Odontológicos en: Schuartz R, Summitt J, Robbin S. editores. Fundamentos de Odontología: Un logro contemporáneo. Caracas 1991; 207-284.
- 6) Leinfelder K. Porcelain esthetics for the 21<sup>st</sup> century. JADA 2000; 131:47-51.
- 7) Mc Lean J, Jeansonne E, Chiche G, Pinault A. All ceramic crowns and foil crowns. En: Chiche G, Pianult A., editors. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. Chicago, 1994: 34-38.
- 8) Mc Lean J, Hughes T. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. British Dental Journal 1965; 119 (6) 251-267.
- 9) Craig R, Ward M. Materiales de odontología restauradora. 10<sup>ma</sup> ed. España, 1998.
- 10) Mc Lean J. The science and art of dental ceramics. Chicago 1983.
- 11) Campbell S. A comparative strength study of metal ceramic and all ceramic esthetic materials: Modulus of rupture. J Prosthet Dent 1989; 62: 476-479.
- 12) Trinkner T, Roberts M. Clinical Realities. Fluorapatite-leucite glass ceramic veneers for aesthetic anterior restorations. PPAD 1998; 13 (1) 37-41.
- 13) Lemire P, Burk B. Color in dentistry. The J M Ney Company. U.S.A., 1975.
- 14) Fioranelli G, De Mello Ferreira A, Garófalo J, Agra C. Carillas laminadas Soluciones estéticas. 1<sup>era</sup>. ed. Bogota, 1997.
- 15) Kelly J, Nishimura I, Campbell S. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996; 75: 18-32.
- 16) Magne P, Belser U. Mejoras estéticas y estudio in vitro de In-Ceram alúmina y cerámica de espinela. Quintessence (ed. esp.) 1999; 12 (4) 250-257.

- 17) Dykema R, Goodacre C, Phillips R. Enfoque Moderno en Prótesis Fija según Johnston. 4ta ed. Argentina, 1977.
- 18) Giordano R, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strenght of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain. J Prosthet Dent 1995; 73: 411-418.
- 19) Probst L. La evolución de la restauración cerámica sin metal. Resumen histórico. Quintessence (ed. esp) 1998; 11 (9) 587-596.
- 20) Bottino M, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en rehabilitación oral. Metal Free. Sao Paulo Brasil, 2001.
- 21) Trevor B, Qualtrough A, Hale R. Coronas completas de cerámica con unión a la dentina: Situación Actual. JADA 1998; 1 (4) 86-94.
- 22) Mc Lean J. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001; 85: 61-66.
- 23) Severance G. Presentación de una nueva cerámica vítrea de disilicato de litio: IPS Empress 2. Signature Internacional 1999; 4 (1) 1-12.
- 24) Beham G. A new ceramic technology. Ivoclar-Vivadent Report 1990; 6:1-13.
- 25) Dong Jk, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: Technology and strength. Int J Prosthodont 1992; 5: 9.
- 26) Lemongello G, Lerner J. Using Porcelain Veneers with a low –wear ceramic system. Contemporary esthetics and restorative practice 2000; 4 Suppl 2: 7-11.
- 27) Rizkalla A, Jones D, Sutow E, Hall G. Mechanical Properties of comercial high strength ceramic core materials. J Dent Res (abstract) 1994; 73: 197.
- 28) Segui R, Sorensen J, Engelman M, Roumanas E, Torres T. Flexural strenght of new ceramic materials. J Dent Res (abstract) 1990; 12: 165.
- 29) Posey R. A review of the physical properties of an innovative low-fusing and pressable system. Advances in dentistry. Finesse All Ceramic 1998; Suppl: 2-3.
- 30) Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera Allceram crowns. J Prosthet Dent 1998; 80: 450-456.
- 31) Hager B, Odén A, Andersson B, Andersson L. Procera Allceram laminates: a clinical report. J Prosthet Dent 2001; 85:231-232.

- 32) Nicholson J, Highton R, Malone W. Unión estética (laminados) en: Malone W, Koth D. Tylmans teoría y práctica en prostodoncia fija. Chicago, 1991: 195-217.
- 33) Cheung G. A preliminary investigation into the longevity and causes of failure of single unit extracoronar restorations. J Dent 1991; 19: 160-163.
- 34) Hui K, Williams B, Holt R. A comparative assessment of strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. Br Dent J 1991; 171: 51-55.
- 35) Horn H. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. Dent Clin North Am 1983; 27 (4) 671-684.
- 36) Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechets P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. Journal of Dentistry 2000; 28: 163-177.
- 37) Buonocuore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955; 34: 849-853.
- 38) Simonsen R, Calamia J. Tensile bond strength of etched porcelain. J Dent Res (abstract) 1983; 62: 297.
- 39) Calamia J R. Etcheed porcelain veneers: the current state of the art. Quintessence Int 1985; 16: 5-12.
- 40) Christensen G. Veneering of teeth. State of the art. Dent Clin North Am 1985; 29 (2) 373-391.
- 41) Adar C. Predictable patient communication using trial porcelain veneers. PPAD 1998; 14 (3) 245-248.
- 42) Faunce F, Myers D. Laminate veneer restoration of permanent incisors. JADA 1976; 93: 790-792.
- 43) Schillimburg H, Hobo S. Restauraciones totalmente cerámicas en: Shillimburg H, Hobo S. Fundamentos de Prostodoncia fija. Chicago, 2000: 433-454.
- 44) Jager K, Wirz J, Baumann F. Carillas de cerámica. Quintessence (ed. esp) 2001; 14 (6) 333-343.
- 45) Walls, A W G. The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: Part 1 Clinical technique. Br Dent J 1995, 178: 333-336.

- 46) Bishop K, Bell M, Briggs P, Kelleher M. Restoration of a worn dentition using a double veneer technique. *Br Dent J* 1996, 180: 26-29.
- 47) Tjan A, Dunn J, Sanders I. Microleakage patterns of porcelain and castable ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 276-282.
- 48) Sheets Ch, Taniguchi T. Advantages and limitations in the use of porcelain veneer restorations. *J Prosthet Dent* 1990; 64 (4) 406-411.
- 49) Magne P, Kwon K, Belser U, Hodges J, Douglas W. Crack Propensity of laminate veneers: A simulated operatly evaluation. *J Prosthet Dent* 1999; 81:327-324.
- 50) Ronk S. Dental lamination: clinical problems and solutions. *JADA* 1982; 104: 844-846
- 51) Magne P, Douglas W. Optimización del diseño y evolución de la cerámica adherida para la dentición anterior. Un análisis de elemento finito. *Quintessence (ed.esp)* 2000; 13 (10) 615-625
- 52) Weinberg L. Tooth preparation for porcelain laminates. *NYS Dental Journal* 1989; 25-28.
- 53) Nordbo H, Rygh-Thoresen N, Henaug T. Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3 years results. *J Dent* 1994; 22: 342-345.
- 54) Higton R, Caputo A, Mátyás J. A photoelastic study of stresses on porcelain laminate preparations. *J Prosthet Dent* 1987; 58 (2) 157-161.
- 55) Seymour K, Cherukara G, Samarawickrama D. Stresses within porcelain veneers and the composite lute using different preparation designs. *J Prosthodont* 2001; 10: 16-21.
- 56) Garber D. Porcelain laminate veneers- To prepare or no to prepare? That is a question. *Contin Educ Dent* 1996; 12: 178-181.
- 57) Lang S, Starr C. Castable glass ceramics for veneer restorations. *J Prosthet Dent* 1992; 67 (5) 590-594.
- 58) Meijering A, Creugers N, Roeters F, Mulder J. Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5 year interim evaluation. *Journal of Dentistry* 1998; 26 : 563-568.
- 59) Castelnovo J, Tjan A, Phillips K, Nicholls J, Kois J. Fractured load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent* 2000; 83 (2) 171-180.

- 60) Fischer J, Kuntze C Lampert F. La creación de borde cerámico en la zona de los incisivos. Un procedimiento restaurativo nuevo. Quintessence (ed. esp) 1997; 10 (10) 631-637.
- 61) Glaser C, Nagy W. Restoration of canine disocclusion by using etched porcelain onlays. J Prosthet Dent 1991; 65 (3) 338-340.
- 62) Van Meerbeek B, Perdigao G, Gladys S, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. En: Schwartz RS, Summitt JB, Robins JW, editors. Fundamentals of Operative dentistry – A contemporary approach. Chicago 1996; 141-186.
- 63) Van Meerbeek B, Perdigao G, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent 1998; 26: 1-20.
- 64) Gwinnet A. Quantitative contribution of resin infiltration/hibrydization to dentin bonding. American Journal of Dentistry 1993; 6: 7-9.
- 65) Silverstone L, Saxton C, Dogon I, Fejersskov O. Variation in pattern of acid etching of human enamel examined by sscanning electron microscopy. Caries res. 1975; 9: 373-387.
- 66) Swift E, Cloe B. Shear bond stregths of new enamel etchants. Am J Dent 1993; 6. 162-164.
- 67) Swift E, Perdigao J. Heymann H. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. Quintessence International 1995; 26 (2): 95-110.
- 68) Barkmeier WW, Erickson R. Shear bond strength of composite to enamel and dentin using Scotchbond Multipurpose. American Journal of Dentistry 1994; 7 (3) 175-179.
- 69) Bargui N, Knight G, Berry T. Comparing two methods of moisture control in bonding to enamel: a clinical study. Operative dentistry 1991; 16 (4) 130-135.
- 70) Uno S, Finger WJ. Effects ef acid conditioner on dentin demineralization and dimension of hybrid layers. J Dent 1996; 24: 211-216.
- 71) Fusayama T, Nakamura M. Kurosaki N, Iwaku M. Non-presure adhesion of a new adhesive restorative resin. J Dent Res 1979; 58: 1364-1370.
- 72) Jain P, Stewart G. Effect of Dentin primer on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. Operative Dentistry 2000; 24: 51-58.
- 73) Allen E, Bayne S, Brodine A, Cronin R, Donovan T, Kois J, Summitt J. Annual review of selected dental literature: Report of the committee on

- scientific investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. J Prosthet Dent 2001; 86 (1) 33-56.
- 74) Kanca J. Resin bonding to wet substrate. II. Bonding to enamel. Quintessence International 1992; 23: 625-627.
- 75) Frankenberger R, Krämer N, Petschelt. Long term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. Operative Dentistry 2000; 25 :11-19.
- 76) Pasley D. Smear layer: physiological considerations. Operative Dentistry 1984; 3 Suppl : 13-29.
- 77) Pasley D, Carvalho R. Dentine permeability and dentine adhesion. J Dent 1997; 25: 355-372.
- 78) Lopes G, Baratieri L, Caldeira M, Vieira L. Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. Quintessence International 2002; 33: 213-224.
- 79) Branström M. Etiology of dentin hypersensitivity. Proceedings of the Finnish dental society 1992; 88 (1 Suppl): 7-13.
- 80) Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: From first to sixth generation. JADA 2000; 131: 20-25.
- 81) Burke F, Combe E, Douglas W. Dentine bonding systems: I. Mode of action. Dental Update 2000; 27: 85-93.
- 82) Bowen R. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. Bonding to dentin promoted by a surface -active comonomer. J Dent Res 1965; 44: 895-902.
- 83) Watanabe I, Nakabayashi N. Bonding durability of photocured Phenyl-p in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentin. Quintessence Int 1993; 24: 335-342.
- 84) Tao L, Pashley D, Boyd L. The effect of different types of smear layers on dentin and enamel bond strengths. Dent Mater 1988; 4: 208-216.
- 85) Nakabayashi N, Kijima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth states. J Biomed Mat Res 1982; 16: 265-273.
- 86) Nakabayashi N, Saimi Y. Bonding to intact dentin. J Dent Res 1996; 75 (9) 1706-1715.

- 87) Imai T, Itoh K, Tani CH. Effectiveness of simplified dentn bonding systems. *Dental Materials Journal* 1998; 17 (1) 1-10.
- 88) Touati B, Ferreira A. Aesthetic and adhesive cementation for contemporary porcelain crowns. *PPAD* 2001; 13 (8) 611-620.
- 89) Sasazaki H. Adaptation of adhesive composite resin to dentin wall. I. Bond strength ana appearance of gap. *Jpn J Conserv Dent* 1985; 28: 452-478.
- 90) Pasley D, Ciucchi B, Sano H, Horner J. Permeability of dentin to adhesives agents. *Quintessence Int* 1993; 24: 618-631.
- 91) Blunk U, Haller B. Clasificación de los sistemas de adhesión (sistemas bonding). *Quintessence (ed. esp)* 2001; 14 (3) 129-140.
- 92) Tanumiharja M, Burrow M, Tyas M, Carpenter J. Field emisión sacnning electrón microscopy of resin – dentin interface morpholog of seven dentin adhesive systems. *J Adhesiv Dent* 2000; 2: 259-269.
- 93) Tay F, Sano H, Carvalho R, Paslhey E, Paslhey D. An ultrastructural study of the influence of acidity of self-estching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. *J Adhesive Dent* 2000; 2: 83-98.
- 94) Ogata M, Harada N, Yamagushi S, Nakajima M, Tagami J. Effect of of self-estching primer vs phosphoric acid etchant on bonding to bur –prepared dentin. *Operative Dentistry* 2002; 27: 447-454.
- 95) Tay F, Carvalho R, Sano H, Paslhey D. Effect of smear layers on the bonding of a self-estching primer to dentin. *J Adhesiv Dent* 2000; 2: 99-116.
- 96) Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992; 71 (8) 1530-1540.
- 97) Cehreli M, Iplikcioglu H. Five-year follow-up of In Ceram laminate restorations: A clinicsl report. *J Prosthet Dent* 2000; 84 (5) 487-489.
- 98) Nicholls J. Tensile bond of resin cements to porcelain veneers. *J Prosthet Dent* 1988; 60 (4) 443-447.
- 99) Hsu C, Stangel I, Nathanson D. Shear bond strength of resin to etched porcelain. *J Dent Res (abstract)* 1985; 64: 296.
- 100) Söderholm K, Reetz E. Factores que afectan la confiabilidad de la unión de los cementos de resina. *Journal de clínica en odontología* 1998; 3: 21-53.

- 101) Rosentstiel S, Land M, Crispin B. Dental luting cements: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80 (3) 280-301.
- 102) Jordan R. Grabado compuesto estético. Técnicas y materiales. España, 1994.
- 103) Mitchell C. Selection of materials for post cementation. *Dental Update* 2000; 27: 350-354.
- 104) Stephen R, Land M, Fujimoto L. Luting agents and cementation procedures. *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 2<sup>da</sup> ed. St. Louis, 1995.
- 105) Jancobsen P, Rees J. Luting agents for ceramic and polymeric inlays and onlays. *International Dental Journal* 1992; 42: 145-149.
- 106) Chun Li Z, White S. Mechanical properties on dental luting cements. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 597-609.
- 107) Kreulen C, Creugers N, Meijering A. Meta-analysis of anterior veneer restorations in clinical studies. *J Dent* 1998; 26: 345-353.
- 108) Zaimoglu A Karaagaclioglu L. Microleakage in porcelain laminate veneers. *J Dent* 1991; 19: 369-372.
- 109) Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechets P, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Resultados clínicos de carillas de porcelana: evaluación de 5 años. *Quintessence* (ed. esp.) 1999; 12 (4) 227-238.
- 110) Aristides G, Dimitra B. Five-year clinical performance of porcelain laminate veneers. *Quintessence International* 2002; 33 (3) 185-189.
- 111) Walls, A W G. The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: Part 2 Clinical results after 5 years of follow-up. *Br Dent J* 1995, 178: 337-340.
- 112) Shaini F, Shortall A, Marquis P. Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years. *Journal of Oral Rehabilitation* 1997; 24: 553-559.
- 113) Dumfahrt H, Schaffer H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service. Part II – Clinical results. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 9-18.



- 114) Aristides G. Etched porcelain veneer restoration of a primary tooth: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2000; 83 (5) 504-507.
- 115) Karlsson S, Landahl I, Stegersjo G, Milleding P. A clinical evaluation of ceramic laminate veneers. *The International Journal of Prosthodontic*; 5: 447.
- 116) Walls, A W G. The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: Part 1 Clinical technique. *Br Dent J* 1995, 178: 333-336.
- 117) Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke E, Eick J, Robinson S. A tem study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res* 1998; 77 (1):50-59.

