

21



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

FUERZA DE ADHESION DE RESINA A PORCELANA USANDO DOS DISTINTOS ADHESIVOS. ESTUDIO COMPARATIVO

T E S I S
PARA OBTENER EL TITULO DE:
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
JAVIER ANICUA SANCHEZ

TUTOR: MTR. JORGE MARIO PALMA CALERO



2002

[Handwritten signature]

TESIS CON FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIA .....	iv
LISTA DE TABLAS .....	v
LISTA DE FIGURAS .....	vi
RESUMEN .....	vii
I. INTRODUCCIÓN .....	1
II. REVISIÓN DE LITERATURA .....	2
2.1 Porcelana dental .....	2
2.2 Composición general .....	3
2.3 Clasificación .....	5
2.3.1 Porcelanas feldespáticas clásicas .....	5
2.3.2 Porcelanas aluminosas .....	5
2.3.3 Porcelanas para unión ceramometálica .....	5
2.4 Propiedades generales .....	7
2.5 Modernos materiales vitrocerámicos .....	8
2.5.1 Vitrocerámicos elaborados mediante técnica de colado o inyección .....	8
2.5.2 Vitrocerámicos elaborados sobre muñón o modelo refractario .....	9
2.5.3 Vitrocerámicos diseñados y elaborados mediante ordenador (CAD-CAM) .....	11
2.6 Aleaciones nobles altas para restauraciones de metal cerámica .....	11
2.7 Aleaciones nobles para restauraciones de metal-cerámica .....	13
2.8 Unión micromecánica porcelana-resina .....	15
2.9 Sistemas adhesivos .....	17
2.9.1 Requisitos de los sistemas adhesivos .....	18
2.9.2 Mecanismo de adhesión de los sistemas adhesivos .....	18
2.9.3 Reacción de polimerización .....	20
2.10 Propiedades generales de resinas .....	21
2.11 Clasificación .....	22
2.12 Valoración de los sistemas adhesivos .....	23
2.13 Resultados obtenidos por otros autores .....	25
III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	44
IV. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO .....	44
V. HIPÓTESIS DEL TRABAJO .....	45
5.1 Hipótesis alterna .....	45
VI. OBJETIVOS .....	45
6.1 General .....	45
6.2 Específicos .....	45
VII. MATERIAL Y MÉTODO .....	46
7.1 Tipo de estudio .....	46
7.2 Criterios de inclusión .....	46
7.3 Criterios de exclusión .....	46
7.4 Variables .....	46

7.4.1 Independientes .....	46
7.4.2 Dependientes .....	46
7.5 Material y equipo .....	46
7.6 Muestreo .....	47
7.6.1 Tamaño de la muestra .....	47
7.7 Método .....	48
<b>VIII. ANÁLISIS DE RESULTADOS .....</b>	<b>53</b>
8.1 Análisis estadístico .....	54
8.2 Discusión .....	55
<b>IX. CONCLUSIONES .....</b>	<b>58</b>
<b>X. LITERATURA CITADA .....</b>	<b>59</b>

## DEDICATORIA

En este sueño hecho realidad, doy gracias a mi amigo incondicional, quien desde el inicio de mi carrera me notificó los caminos, dándome aliento y fuerza creadora, por la posesión de la verdad esa diosa que habitó la Tierra una sola vez, y que ahora habita mi corazón, eres único, gracias "PADRE CELESTIAL".

A mis padres que hicieron de mi una persona emprendedora incansable. A mi madre "EVA" por el amor que desde el vientre me ha brindado, por esta vida y por disipar tanta tiniebla e iluminarme con el foco de la esperanza. A mi padre "JOSE" por sus consejos y su gran apoyo, por hablarme del futuro, cuando apenas conozco el presente, por perdonar mis errores que me permitieron crecer como persona y sobre todo con esa calidad humana que todo ser persigue y que han convertido en lo que soy ahora.

A mis hermanos Fernando, José Antonio y Jaime por ser tan importantes en mi vida, por la comunicación entre nosotros, por las múltiples experiencias vividas y sobre todo por su gran ayuda para la realización de este trabajo.

A mis hermanas Alicia, Rosa y Laura, gracias por sus consejos y su confianza depositada en mi, por su ayuda, por su cariño y sobre todo, por su paciencia las quiero mucho.

A mis sobrinos Jerónimo, Valeria y Alejandro, por transmitirme esa paz interior a cada instante, por que son increíbles, ¡los adoro!

A ti Lupita por que siempre has estado ahí para apoyarme, aconsejarme y ayudarme, por que se que cada vez que mis sueños se vuelven realidad, agradezco estar contigo y quisiera encontrar la palabra precisa que exprese todo lo que siento por dentro...nunca la he encontrado, gracias por quererme tanto.

A mi cuñada Remedios y Oscar por su gran apoyo y confianza. A mis primos que han estado cerca de mi y han podido compartir bellos momentos.

A mis amigos tan leales y auténticos a Pilar Martínez, Susana Acevedo, Hilda Acuña, Rubén García, Daniel Moreno, Israel Castelan, Rita, Artemisa Cuaxospa, Citlali, al Sr. Gerardo y toda su familia y todos aquellos que han estado ahí para apoyarme en cada momento y a cada instante.

A ti estudiante piensa que el sentido de la vida, vive y participa en la emoción del día con día, saca a pasear tus sentimientos, saborea los detalles, las pequeñas cosas que te esperan y deléitate de las grandes cosas, disfruta entonces de lo mucho que ahora tienes que eso es **EL SENTIDO DE LA VIDA.**

## LISTA DE TABLAS

Página

<b>1.Conformación de los grupos experimentales A y B y número de muestras para cada proceso .....</b>	<b>48</b>
<b>2.Componentes del estuche de Clearfill Porcelain Bond .....</b>	<b>48</b>
<b>3.Componentes del estuche de Single Bond Multipropósitos .....</b>	<b>49</b>
<b>4.Procedimientos realizados en la superficie de porcelana .....</b>	<b>56</b>
<b>5.Grupo A. Clearfill Porcelain Bond .....</b>	<b>53</b>
<b>6.Grupo B. Single Bond .....</b>	<b>54</b>
<b>7.Resultados del Análisis de Varianza (ANONA una vía) .....</b>	<b>54</b>
<b>8.Comparación de factores de los grupos mediante la prueba de Tukey .....</b>	<b>55</b>

## RESUMEN

Se evaluaron dos adhesivos en cuanto a su capacidad de unir resina compuesta a un sustrato cerámico.

Uno de los adhesivos está diseñado únicamente para el fin mencionado y el otro para propósitos múltiples.

En este estudio, la resina, adherida a porcelana fue sometida a tracción en una máquina universal de Pruebas Instron y la fuerza requerida para el desprendimiento fue registrada.

De nuestros resultados se desprende que el adhesivo multipropósito tuvo mayor fuerza de adhesión que el adhesivo específico.

## I. INTRODUCCIÓN

Uno de los trabajos odontológicos que más satisfacción produce a dentista y paciente, es la restauración o la rehabilitación con porcelana. La estética lograda con este material no ha sido igualada por otro, y si a eso aunamos la eficacia de su comportamiento en el agresivo medio bucal, nos explicaremos la afirmación hecha al principio de este texto.

La porcelana dental es un material extremadamente duro y por lo tanto frágil, y por ello, las fracturas no son eventos raros. La fractura de una corona de porcelana puede involucrar sólo al cuerpo del material, o descubrir al metal que con frecuencia, le sirve de base: en ambos casos, la solución del problema es tarea complicada dada la dificultad de retirar la restauración del diente que la aloja, y el procedimiento de reparación debe hacerse en la boca del paciente.

Como la porcelana debe ser procesada a altas temperaturas, es evidente que el material de reparación no podrá ser porcelana, y recurrimos entonces a un material distinto que de inicio, estará imposibilitado para unirse al sustrato cerámico. En la actualidad el material de elección para restaurar porcelana fracturada es la resina compuesta, y como ya se mencionó, entre ambos materiales no existe posibilidad de adhesión, por lo que se hace necesario el empleo de un agente adhesivo.

En el mercado existen adhesivos diseñados exclusivamente para adherir resina a porcelana, y otros que además de esa función, tienen asignadas otras totalmente distintas en cuanto al sustrato adherente. Este trabajo se propone a evaluar comparativamente, la eficacia de ambas clases de adhesivos en cuanto a adherir resina a porcelana.



## II. REVISIÓN DE LA LITERATURA

### 2.1 PORCELANA DENTAL

Hasta hace poco tiempo el término más generalmente utilizado era el de porcelanas dentales. En los últimos tiempos se va extendiendo más el de "cerámicas dentales". La palabra cerámica se refiere a aquellos materiales no metálicos y de naturaleza mineral o inorgánica, que se procesan por acción de calor en un horno. La diferencia entre los términos de cerámica y porcelana radica en que la porcelana define, más bien, las cerámicas de alta calidad, menos porosas, más duras y rígidas, con excelente aspecto y cualidades superficiales. No obstante ambos términos se utilizan indistintamente en la práctica, dentro del amplio grupo de materiales cerámicos. <sup>(12)</sup>

La mayoría de las cerámicas se caracterizan por su naturaleza refractaria, dureza y susceptibilidad a la fractura e inactividad química. Para la aplicación dental es conveniente la dureza de la cerámica similar a la del esmalte para minimizar el desgaste producido en el esmalte por la misma restauración de cerámica. La susceptibilidad a la fractura es una desventaja, sobre todo cuando las tensiones elásticas a las grietas coexisten en la misma región de una restauración de cerámica. La inactividad química es una característica importante porque garantiza que la superficie de las restauraciones dentales no libere elementos dañinos, y reduce el riesgo de que la superficie se ponga áspera y con el tiempo se incremente la susceptibilidad a la adhesión bacteriana. Otros dos atributos para las cerámicas dentales es su potencial para igualar la apariencia de los dientes naturales y sus propiedades aislantes (baja conductividad térmica y baja conductividad eléctrica). Ya que los átomos de los metales transfieren sus electrones más externos a los átomos no metálicos y con eso se estabilizan sus electrones altamente móviles, las cerámicas son excelentes aislantes térmicos y eléctricos. <sup>(8)</sup>

Las porcelanas dentales se comenzaron a utilizar en los siglos XVIII y XIX para confeccionar dientes artificiales, aplicación para la cual en la actualidad todavía se emplean. En la primera mitad del siglo XX, se desarrollaron las porcelanas feldespáticas (con tan sólo pequeñas cantidades de cuarzo en una matriz de feldespato) para las coronas jacket y coronas poste. Debido a su baja resistencia, las fracturas catastróficas eran frecuentes <sup>(7)</sup>. Desarrollos recientes, como la opalescencia, técnicas de coloración interna especializada porcelanas resistentes a la pigmentación y las porcelanas con respaldos marginales han mejorado de manera significativa toda la apariencia y "vitalidad" de las coronas de metal-cerámica y puentes y la supervivencia de estas restauraciones. Además de su contracción al calentarse provoca discrepancias significativas en el ajuste y la adaptación de los márgenes, a menos que se hagan correcciones al cocerse. <sup>(8)</sup>

Durante la década de los setenta se dio a conocer el desarrollo de las porcelanas aluminosas, en las que se añaden cristales de alúmina ( $Al_2O_3$ ) para reforzar la matriz vítrea. Al mismo tiempo evolucionaron de forma simultánea las aleaciones y porcelanas para ser combinadas empleando la resistencia del metal y la estética de la porcelana. <sup>(7)</sup>

Las mejoras recientes en la composición de las cerámicas y el método de hacer el núcleo de las coronas metálicas ha garantizado nuestra capacidad para producir coronas jacket más exactas y resistentes a las fracturas hechas por completo de material cerámico.

Las dos décadas pasadas han visto el desarrollo de los respaldos de las porcelanas para los márgenes de la porcelana de yuxtaposición en las coronas de porcelana fundida al metal (PFM) e incrustaciones metálicas y materiales de las coronas, incluyendo porcelana de leucita elevada, núcleo de cerámica sin contracción, núcleo de cerámica de inyección vaciada, cerámica vaciada, diseño con ayuda de computadora, cerámica contorneada con ayuda de computadora (CAD-CAM), núcleo de cerámica de inclusión de alúmina de mayor resistencia. El futuro de las cerámicas dentales es prometedor debido a la creciente demanda de restauraciones del color del diente que conduce a una mayor necesidad de restauraciones a base de cerámica y polímetro y reduce el uso de amalgama y metales vaciados tradicionales.<sup>(8)</sup>

## 2.2 COMPOSICIÓN GENERAL

Intentar dar una composición genérica para las cerámicas dentales resulta enormemente difícil en razón a la gran variedad y dispersión de materiales que quedan englobados hoy como cerámicas y porcelanas dentales. Por ello, es preferible hablar de composiciones concretas cuando se habla de los diferentes tipos de familias de cerámicas.<sup>(12)</sup>

La porcelana dental convencional es una cerámica vítrea basada en una red de sílice ( $\text{SiO}_2$ ) y feldespato de potasio ( $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ) o feldespato de sodio ( $\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$ ), o ambos. Los pigmentos, opacadores y vidrios son añadidos para controlar la temperatura de fusión, la temperatura de compactación, el coeficiente de contracción térmica y la solubilidad. Los feldespatos usados para las porcelanas dentales son relativamente puros y sin color. Por lo tanto, se deben añadir los pigmentos para producir el matiz de los dientes naturales o la apariencia del color de los materiales de restauración de color del diente que puedan existir en los dientes adyacentes.

El sílice ( $\text{SiO}_2$ ) puede existir en cuatro formas diferentes, cuarzo cristalino, cristobalita cristalina, tridimita cristalino y sílice fundido no cristalino. El sílice fundido es un material de alta fusión cuya temperatura de alta fusión se le atribuye la red tridimensional de enlaces covalentes entre sílice tetraédrico, que son las redes estructurales básicas de la red de vidrio. También se incluyen fundentes (vidrios de baja fusión) para reducir la temperatura requerida para compactar las partículas de polvo de la porcelana juntas a temperatura lo suficientemente bajas para que la aleación a la que se unen no se funda o se deforme.

*Modificadores del vidrio.* La temperatura de compactación del sílice cristalino no es bastante alta para usarse en capas estéticas de enchapado en aleaciones dentales vaciadas. A tales temperaturas las aleaciones se funden. Además, el coeficiente de contracción térmica del sílice cristalino es muy bajo para estas aleaciones.

Los enlaces como el silice tetraédrico se pueden romper al añadir iones de metal alcalino, como sodio, potasio y calcio. Estos iones se asocian a los átomos de oxígeno en las esquinas de los tetraedros e interrumpen los enlaces de oxígeno-silicio. Como resultado, las redes de silice tridimensionales contienen muchas cadenas lineales de silice tetraédrico que son capaces de moverse más fácilmente a temperaturas menores que los átomos que se encierran dentro de la estructura tridimensional del silice tetraédrico.

Este movimiento de reposo da lugar a incremento de la fluidez, disminución de la viscosidad, temperatura de ablandamiento menor e incremento de la expansión térmica conferida por los modificadores de vidrio. Sin embargo, a mayor concentración de modificador, se reduce la durabilidad química (resistencia al ataque del agua, ácidos y alcalinos) del vidrio. Además muchos tetraedros sufren disrupción, el vidrio se cristaliza (desvitriifica) durante las operaciones de cocimiento de la porcelana. Por lo tanto se puede mantener el balance entre el limite de fusión adecuado y una buena durabilidad química.

Los fabricantes utilizan modificadores de vidrio para producir porcelanas dentales con diferentes temperaturas de cocimiento. La siguiente es una clasificación típica:

Fusión alta	1 300 °C
Fusión mediana	1 101-1 300 °C
Fusión baja	850-1 100 °C
Fusión ultra baja	>850 °C

Los tipos de fusión mediana y alta se usan para producir dientes para dentadura. Las porcelanas de fusión baja y ultra baja se usan para titanio y aleaciones de titanio por sus coeficientes de baja contracción que se igualan a los de metales y por que las temperaturas de calentamiento bajo reducen el riesgo de crecimiento de óxidos metálicos. Sin embargo, algunas de estas porcelanas de fusión ultra baja contienen suficiente leucita para elevar sus coeficientes de contracción térmica tan alto como las porcelanas de fusión baja convencionales.

Para garantizar durabilidad química adecuada se prefiere la porcelana con autoglaceado a una a la que se deba agregar el glaseado. Se forma una delgada capa externa de material de glaseado durante el procedimiento de cocimiento de autoglaceado a una temperatura y tiempo que causen ablandamiento localizado de la fase de vidrio y el establecimiento de partículas cristalinas en la región de la superficie. El material en suspensión de glaseado contiene más modificadores de vidrio y por lo tanto tiene temperatura de cocimiento baja. Sin embargo, una proporción alta de los modificadores de vidrio tiende a reducir la resistencia del glaseado aplicado para filtrarse por los fluidos bucales.

Otro modificador importante es el agua, aunque no es una adición intencional a la porcelana dental. El ión hidronio,  $H_3O^+$ , puede reemplazar al sodio u otros iones metálicos en una cerámica que contiene modificadores de vidrio.

Este factor se considera para el fenómeno de "crecimiento lento de fisuras" de las cerámicas expuestas a tensión elástica y ambiente húmedo. También se considera en los fracasos a largo plazo de las restauraciones de porcelana después de varios años de su colocación.<sup>(8)</sup>

## 2.3 CLASIFICACIÓN

Intentar dar una clasificación de las porcelanas y cerámicas resulta, como siempre, artificioso, y en el presente caso, complicado. Antes solían clasificarse las porcelanas atendiendo al rango de temperaturas necesario para su cocción en porcelanas de alta, media o baja fusión. Esto, en rasgos generales, continúa siendo válido.

Con la llegada de las modernas vitrocerámicas, puede hacerse una clasificación, muy artificial, de todas las porcelanas, para permitir una primera aproximación a su estudio y sistematizarse de la siguiente manera.

### 2.3.1 Porcelanas feldespáticas clásicas

Por lo que se refiere a su composición, contienen una alta cantidad de feldespato, alrededor del 60%, aproximadamente un 25% de sílice y el caolín ha sido sustituido por diferentes concentraciones de materiales fundentes. Clásicamente se las viene subdividiendo, como se indicó, en tres grupos, de acuerdo al rango de temperaturas a las que se cocen, en porcelanas de alta fusión y en porcelanas de media y baja fusión. Con estas últimas se elaboran, en el laboratorio dental, coronas, incrustaciones y carillas para cementado directo vestibular.

### 2.3.2 Porcelanas aluminosas

Uno de los inconvenientes principales de las porcelanas feldespáticas radica en su relativa fragilidad. Hacia 1965 McLean modificó sensiblemente la composición de las porcelanas de baja fusión añadiendo cantidades de hasta un 50% en volumen de óxido de aluminio (alúmina). Este componente presenta una temperatura de fusión mucho más elevada que la de la porcelana de baja o media fusión. En realidad, lo que se obtiene en la práctica es una estructura de material compuesto, en la que un material, el que se funde antes, actúa como matriz, mientras que el óxido de aluminio (que contiene un elevado punto de fusión) queda repartido por toda la masa del primero, en forma de pequeñas partículas dispersas.

Las porcelanas o cerámicas aluminosas han ido evolucionando con el tiempo y así mismo se ha ido incrementando la concentración de óxido de aluminio.

### 2.3.3 Porcelanas para unión ceramometálica

En repetidas ocasiones se ha aludido la tendencia a la fractura de las porcelanas. Fruto de diferentes investigaciones, así como la aplicación de algunos principios tecnológicos, en general, el campo odontológico, surgió la idea de unir porcelana a metal. Ingenieros y

arquitectos saben muy bien que un material rígido disminuye su tendencia a la fractura si descansa sobre otro material elástico. La investigación para desarrollar una correcta unión entre las porcelanas y metales ha tenido que superar diferentes obstáculos.

*Unión propiamente dicha.* En la unión entre la porcelana y metal hay que hablar de factores de índole auténticamente química o unión verdadera y factores de naturaleza físico-mecánica.

Factores de índole química significa que reaccionan químicamente, entre sí, la superficie de la aleación y la capa más próxima de la porcelana, a alta temperatura. De esta manera, entre los átomos de oxígeno presentes en las porcelanas ( $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , etc.) y los metales componentes de la aleación deben establecer uniones químicas verdaderas y estables formadas por estratos o capas de los óxidos metálicos correspondientes. Si la aleación es preciosa es necesario que contenga una pequeña cantidad de metales fácilmente oxidables para permitir el mencionado fenómeno, tales como hierro, indio, estaño, etc.

Las uniones de naturaleza físico-mecánica, entre porcelana y metal, se refieren a que también intervienen, desempeñando un papel nada desdeñable, por un lado, las uniones secundarias tipo Van der Waals y por otro, las que se establecen mediante retenciones o trabas mecánicas.

Estas últimas se consiguen haciendo levemente rugosa la superficie metálica antes de las oxidaciones (asperización mediante chorreado de partículas abrasivas, etc.). También puede hablarse de un mecanismo de compresión que reforzaría estas uniones. Según esto, la porcelana al pasar del estado de "magma fundido" al estado solidificado abrazaría (por compresión) la estructura metálica sobre la que esta depositada.

*Diferencias entre los intervalos de fusión entre la aleación y porcelana.* Una condición indiscutible es la de que el intervalo de fusión de la aleación sea superior al intervalo de fusión de la porcelana. Ello, es lógico puesto que primero se prepara la estructura metálica, mediante la técnica de colado. Una vez elaborada se coloca sobre ella, la porcelana en las capas necesarias, cada una de las cuales requerirá de un horneado diferente.

*Diferencias en los coeficientes de expansión térmica.* En las sucesivas cocciones a que hay que someter al conjunto metal-cerámica se van a producir variaciones dimensionales importantes, desde la temperatura ambiente a la alta temperatura y viceversa. Si el metal contrae, al enfriar, mucho más deprisa o mucho más despacio que la porcelana, se van a producir en ésta agrietamientos superficiales.

Las diferencias entre los coeficientes de expansión térmica de porcelana y metal deben ser mínimas. Una cierta lógica haría pensar que lo ideal es que fueran idénticos. Sin embargo, en la práctica, es deseable que el coeficiente de expansión térmica del metal sea levemente mayor al de la porcelana ya que las sucesivas cocciones a las que se someten las diferentes capas de cerámica aumentan el coeficiente de expansión de ésta. En definitiva como se aprecia, el mundo de las restauraciones con porcelanas es enormemente

complejo y son necesarias diferentes presentaciones para distintos fines. Hay que distinguir:

- *Porcelanas opacas*: como indica su nombre se destinan a enmascarar y cubrir totalmente la superficie metálica, especialmente en las aleaciones no nobles, las cuales suelen tener coloración gris.
- *Porcelanas para dentina*: también pueden denominarse de cuerpo y cervicales porque son precisamente las porcelanas que se destinan a construir la masa principal del diente y la zona cervical.
- *Porcelanas para esmalte*: su peculiaridad principal es la de imitar al esmalte natural.
- *Porcelanas correctoras*: se destinan a pequeños retoques o en estadios finales después de la prueba clínica.
- *Porcelanas para glaseado*: se utiliza en la aplicación superficial de una fina capa de porcelana transparente, de temperatura de fusión levemente inferior a la del resto de las masas aplicadas previamente, con el objeto de que fluya y elimine la porosidad y las microgrietas superficiales.

## 2.4 PROPIEDADES GENERALES

Las porcelanas presentan importantes ventajas con respecto a otras familias de materiales (polímeros, metales, etc.) que el tiempo, y la paciente investigación, ha ido incrementando y mejorando. Se pueden destacar entre ellas:

- Gran estabilidad química*
- Excelentes propiedades ópticas*
- Muy buenas características de superficie*
- Excelente biocompatibilidad*
- Resistencia mecánica alta*
- Coefficiente de expansión térmica próximo al del tejido dentario*
- Ajuste óptimo*
- Radiopacidad*

Dentro de las desventajas se encuentran:

- Porosidad*
- Indeformabilidad y fragilidad*
- Grandes contracciones durante los procesos de elaboración*
- Desgaste de los antagonistas*
- Tiempo largo de manejo e instalaciones, a veces, complejas*
- Proceso de elaboración delicado y crítico*

## 2.5 MODERNOS MATERIALES VITROCERÁMICOS

Las porcelanas convencionales tienen todavía plena vigencia, especialmente las aluminosas y las destinadas a la unión ceramometálica. Sin embargo, durante la década de los ochenta, han sido introducidas en el mercado toda una suerte de nuevos materiales que incluyen un heterogéneo grupo formado por los que pueden denominarse vitrocerámicos, para diversos trabajos restauradores, tales como incrustaciones, carillas, coronas, incluso puentes cortos. La peculiaridad común es una muy alta resistencia mecánica, por lo que no necesitan una base metálica previa.

Estos cerámicos gozan de unas excelentes propiedades en cuanto a translucidez, glaseado superficial etc. Además, al no existir base metálica, no hacen falta opacificadores. El término "vitrocerámico" necesita algún breve comentario puesto que en la práctica puede tomarse con una doble significación. Por un lado "vitro" o "vítreo" indica dureza y rigidez semejante a la de los vidrios, es decir, muy altas; pero por otra parte, ambas acepciones indican estructura amorfa igualmente propia de los vidrios.

El hablar de composiciones y estructura, y por lo tanto hacer una clasificación, resulta enormemente complicado debido a que existe una extensa variedad. Por lo que respecta a las composiciones puede indicarse que son, en ocasiones mezclas muy complejas de ingredientes. Casi todas ellas contienen sílice ( $\text{SiO}_2$ ) y alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) en diversas proporciones. Algunas contienen alúmina en cantidades realmente importantes. Muchas se llevan a cabo mediante un proceso conocido como ceramización, desvitrificación o cristalización) pero otras llevan ya incorporadas las partículas cristalizadas, desde el proceso de fabricación, ya que algunas no se manejan en polvo para mezclar con agua, sino que se suministran en forma de discos, pastillas, coladas o inyectadas.

Otra indiscutible ventaja de prácticamente todas estas cerámicas es su escasísima contracción, lo que las diferencia también de las convencionales. Asimismo, las propiedades ópticas, son extraordinarias, especialmente lo que respecta a translucidez. Esto permite, no solo tomar el color del esmalte de los dientes vecinos a la restauración, sino también se puede tomar el color de la dentina del muñón del diente tallado y así evitar problemas con las trasparencias.

Una clasificación que resulta útil aunque muy artificial, es la de agrupar estos materiales por la técnica de elaboración, por ello permite una primera aproximación a su conocimiento dividiéndolos en tres grupos.

### 2.5.1 Vitrocerámicos elaborados mediante técnica de colado o inyección

Como indica el enunciado se manejan mediante técnicas idénticas a las de los metales. Ello significa elaborar un patrón en cera, recubrirlo con un revestimiento especial, hacer que se pierda la cera, por aplicación de calor suave, para después introducir en la cavidad o molde la masa de material vitrocerámico, a alta temperatura, en estado fundido, con unas buenas características de fluidez. Como se ve es necesario equipamiento especial.

### ***-Cerámica vítrea colada IPS-EMPRESS<sup>®</sup>***

En su composición entran muchos ingredientes, entre los que destacan: sílice, óxido de aluminio, óxido de potasio, óxido de sodio, óxido de calcio, etc. Funde aproximadamente, a unos 1.100°C (varia ligeramente según el tipo de masa a utilizar) y precisa una máquina especial para efectuar el colado bajo presión.

Esta cerámica no precisa ceramización ya que está presente la leucita (un silicato de aluminio y potasio) en forma de pequeños cristales repartidos por la masa del material dispensado en forma de pastillas. Como la translucidez de la vitrocerámica va a permitir que la luz atraviese parcialmente, esta cerámica se acompaña de un material especial para confeccionar muñones, en varios colores, sobre los que se construyen las restauraciones.

### ***-Cerámica vítrea colada DICOR<sup>®</sup>***

Funde a 1.360°C. Entre sus componentes hay que mencionar sílice, óxido de aluminio, óxido de potasio, óxido de magnesio, fluoruro de magnesio y óxido de zirconio. Llega a obtenerse hasta un 50% de cristalización merced al proceso de ceramización consistente en someter la cerámica, después de endurecida y enfriada. A una temperatura de 1075°C durante seis horas. Ello consigue una translucidez adecuada de la masa.

### ***-Cerámica vítrea de apatita CERAPEARL<sup>®</sup>***

En su composición entra el óxido de calcio en cantidad importante, seguido de sílice, anhídrido fosfórico y óxido de magnesio. Su ceramización se realiza a 870°C durante una hora. Esta cerámica tiene la peculiaridad de que durante su proceso, merced a la presencia del CaO y del P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, se forman cristales de oxiapatita que, posteriormente, se transforman en hidroxiapatita. Debido a ello, la firma productora hace énfasis en la marcada biocompatibilidad del material por su analogía con los tejidos calcificados del diente.

### ***-Cerámica aluminosa CERESTORE<sup>®</sup>***

Fue una de las primeras introducidas. Consistía en una cerámica muy resistente, rica en alúmina, en la que se utilizaba la técnica de inyección o colado para elaborar el núcleo o base de la restauración, sobre la que se depositaba, después, otra cerámica convencional. Fue sustituida y mejorada por la denominada AL-CERAM<sup>®</sup>.

## **2.5.2 Vitrocerámicos elaborados sobre muñón o modelo refractario**

Su elaboración se realiza siguiendo esquemas más o menos convencionales. El conformado de la cerámica se ejecuta sobre una base o muñón resistente al calor, lo que permite su sinterización posterior mediante hornos correspondientes. Como en la del grupo anterior solo es posible introducir aquí algún pequeño comentario de lo más representativo de algunas de ellas:



### ▲Cerámica HI-CERAM®

Tiene un alto contenido de alúmina; presenta una muy escasa contracción y gran estabilidad. No precisa de un equipamiento especial pero sí son necesarias muchas etapas de elaboración.

### ▲Cerámica IN-CERAM®

También es aluminosa pero presenta una serie de peculiaridades muy interesantes. Se elabora, mediante aparatología específica, a través de un procedimiento fraccionado en tres pasos: el primero consiste en un sinterizado convencional durante 10 horas a 1120°C. La masa resultante es porosa por lo que, a continuación, se la somete a un segundo proceso, denominado de infiltración. Durante este, la restauración que se ha obtenido se coloca sobre una lámina de platino y de aluminio bañada en una masa del vidrio de infiltración más agua. Después de 4-6 horas a 110°C se obtiene un material extraordinariamente duro, rígido y sin porosidad. Esta cerámica con la que se elaboran núcleos o bases sobre los que después se aplicarán masas cerámicas convencionales, es la que tiene, por el momento, los valores de resistencia mecánica más altos de todos los materiales contemplados en estos grupos vitrocerámicos. Este núcleo o base "resistente" sería el equivalente a la base metálica en las técnicas ceramometálicas convencionales. Con esta "mezcla" de materiales cerámicos se ha ensayado clínicamente, con éxito, la realización de puentes de tres piezas, sin base metálica.

### ▲Cerámica MIRAGE II FIBER®

Es esta otra original vitrocerámica que responde a un tipo de manipulación convencional pero que está constituida por dos masas cerámicas diferentes. La primera denominada FIBER, es con la que se elaboran las cofias y los núcleos de los púnticos u otras restauraciones. Estructuralmente contienen filamentos de zirconia (un silicato de zirconio). La segunda es una cerámica feldespática (MIRAGE) con la que se recubre la anterior en el caso de las coronas y puentes. Sin embargo, para la elaboración de onlays y carillas no se emplea la cerámica con fibra sino la MIRAGE.

### ▲Cerámica OPTEC®

Se trata de otra cerámica con fase cristalina a base de leucita (silicato de aluminio y potasio). Su manejo sigue más o menos procedimientos convencionales por lo que no precisa instalaciones especiales. Es bastante dura y parece presentar un alto grado de abrasividad frente al esmalte antagonista, por lo que los casos deben ser seleccionados previamente en clínica.

### ▲Cerámica CERINATE®

Es una nueva vitrocerámica que se maneja mediante técnicas convencionales pero en costos bajos y hay pocos estudios clínicos sobre ella.

### 2.5.3 Vitrocerámicos diseñados y elaborados mediante ordenador (cad-cam)

El tercer grupo esta constituido por materiales cerámicos que se fabrican mediante sistemas que tanto diseñan como mecanizan, o elaboran, las restauraciones a través de ordenadores (CAD son las iniciales de Computer Aid Design y CAM son las iniciales de Computer Aid Manufacturing). La particularidad de estos sistemas es que se parte de bloques de materiales ya preparados. No hay que pensar que estos sistemas son exclusivos de los vitrocerámicos, ya que en otros campos tanto resinas compuestas, como metales, etc. Pueden ser manejados mediante estos principios. Hay muchos modelos y tipos. Básicamente consisten en procedimientos en los que la impresión de la preparación se realiza mediante lectura óptica. Una pequeña cámara se aproxima al diente tallado y la imagen se procesa en un ordenador. Este ordenador esta conectado a una máquina, o a un equipo más o menos complejo a donde transmite la información.

Dicho equipo o unidad esta conectado a un mecanismo de talla mediante instrumento rotatorio, en las diferentes orientaciones del espacio, la forma de la restauración a partir de un bloque del material escogido. A pesar de ser procedimientos altamente tecnificados los resultados están todavía sometidos a restricciones y polémicas. Existen todavía limitaciones en cuanto al diseño de las restauraciones.<sup>(12)</sup>

### 2.6 ALEACIONES NOBLES ALTAS PARA RESTAURACIONES DE METAL-CERAMICA

La principal objeción para el uso de la porcelana dental como material de restauración es su baja elasticidad y resistencia tangencial. Aunque la porcelana puede resistir la tensión por compresión con éxito razonable, el diseño de la subestructura no permite formas en las que la tensión por compresión sea la principal fuerza.

Un método por el cual esta desventaja puede ser disminuida es unir la porcelana de una manera directa a la subestructura de la aleación vaciada hecha para entrar en el diente preparado. Si se alcanza el enlace fuerte entre el enchapado de porcelana y el metal, el enchapado de la porcelana se refuerza. Así, el riesgo de la fractura por ser frágil se puede evitar por lo menos disminuir. Para fabricar esta restauración, una subestructura metálica se encera, se vacía, se termina y se trata con calor (se oxida). Una capa delgada de porcelana opaca se funde en la subestructura de metal para iniciar el enlace de metal-porcelana y se disimula el color de la subestructura. Después, las porcelanas de dentina y esmalte, algunas veces mencionadas como *porcelanas del cuerpo e incisales*, se funden sobre el vaciado, se modelan, se tiñen para mejorar la apariencia estética y se glasean.

Las aleaciones originales de metal-cerámica contenían un 88% de oro y eran muy suaves para las restauraciones que aguantan tensión, como la dentadura parcial fija. Ya que no hay demostración de enlace químico entre estas aleaciones y la porcelana dental, se usó retención mecánica y socavados para prevenir el desprendimiento del enchapado de la cerámica. Una prueba de enlace de la tensión se desarrolló en donde la presión se centró en la interfase entre la cerámica y el metal. Usando esta prueba, se encontró que la resistencia al enlace de la porcelana a este tipo de aleación fue menor que la resistencia de cohesión

de la porcelana por sí misma. Esto significa que si ocurre fracaso en la restauración de metal-cerámica, probablemente se origine de la interface metal-porcelana. Al añadir menos de 1% de elementos que forman óxido como el hierro, el indio y el estaño a una aleación con cierto contenido de oro, la resistencia de porcelana al metal fue mejorada por un factor de tres. El hierro también incrementa el límite proporcional y la resistencia de la aleación. Este 1% adicional en los metales base a las aleaciones de oro, paladio y platino era todo lo que se necesitaba para producir una película delgada de óxido en la superficie de la subestructura para obtener resistencia al enlace de porcelana y metal que sobrepase la fuerza de cohesión de la porcelana por sí misma.

Este nuevo tipo de aleación, con pequeñas cantidades de metales base añadidos, se vuelve la norma de la restauración de metal-cerámica. A pesar del largo número de aleaciones que gozan de la capacidad técnica de unir la porcelana dental, pueden ser acomodadas en una clasificación basada en la composición de la aleación, las aleaciones de metal-cerámica entran en una de las tres categorías generales: noble alta, noble o metal base y se clasifican de acuerdo a su composición. Usando este método, las aleaciones con composiciones, propiedades físicas y características de manipulación similares se pueden agrupar juntas.

A pesar de las grandes diferencias químicas, todas las aleaciones en las siguientes categorías comparten por lo menos tres características comunes: 1) tienen potencial para unirse a la porcelana dental; 2) poseen un coeficiente de contracción térmica compatible con el de las porcelanas dentales y 3) su temperatura de sólido es muy alta para permitir la aplicación de porcelanas de baja fusión. La integridad y longevidad de la unión dependen de una gran variedad de factores. El coeficiente de expansión térmica (CET) tiene relación recíproca con el punto y el límite de fusión de las aleaciones, esto es, cuanto más alta la temperatura de fusión del metal, más bajo su coeficiente de expansión térmica. Este hecho es importante en la fórmula de las aleaciones de metal-cerámica de diferentes porcelanas dentales. A las aleaciones de metal cerámica también se les conoce como *porcelana fundida al metal* o aleaciones *ceramometálicas*. El término descriptivo que se prefiere es *de metal-cerámica*. De igual manera, el acrónimo que se prefiere es PFM en vez de otro acrónimo, como PBM (porcelana enlazada al metal) y PTM (porcelana para metal).

**Aleaciones de metal-cerámica de oro como base.** Las aleaciones PFM que contienen más de un 40% en peso de oro y por lo menos 60% en peso en metales nobles (oro más platino y paladio, otros metales nobles, o ambas combinaciones) por lo general se clasifican como nobles altas para satisfacer la regla de composición.

**Aleaciones de oro-platino-paladio.** Estas aleaciones tienen un contenido de oro arriba de 88% con una calidad variada de paladio, platino y pequeñas cantidades de metales base. Algunas de estas aleaciones son de color amarillo. Las aleaciones de este tipo son susceptibles a la deformación por lo tanto, las dentaduras parciales fijas deben estar limitadas a una brecha de solo tres unidades, un puente volado anterior o coronas.

**Aleaciones de oro-paladio-plata.** Estas aleaciones con base en oro contienen entre 39 y 77% de oro, arriba de 35% de paladio, y niveles de plata tan altos como 22%. La plata

incrementa el coeficiente de contracción térmica, pero también tiende a decolorar algunas porcelanas.

*Aleaciones de oro-paladio.* El contenido de oro varía de un 44 a 55% y el paladio de un 35 a 45% en estas aleaciones de metal-cerámica que se han popularizado a pesar de su alto costo. La falta de plata da como resultado disminución del coeficiente de contracción térmica y al estar libre de plata la porcelana se decolora. Las aleaciones de este tipo deben ser usadas con porcelanas que tienen bajo coeficiente de contracción térmica para evitar el desarrollo de la tensión elástica axial y circunferencial (aro) en la porcelana durante la parte que se enfria de la porcelana en el periodo de cocción.

## 2.7 ALEACIONES NOBLES PARA RESTAURACIONES DE METAL-CERAMICA

*Aleaciones con paladio como base.* De acuerdo a la clasificación de la ADA de 1984, las aleaciones nobles deben contener por lo menos 25% en peso de metales nobles pero no necesariamente deben contener oro. La clasificación noble por lo general se refiere a todas las aleaciones con paladio como base que contienen entre 54 y 88% en peso de paladio, pero también describe a las aleaciones Ag-Pd para restauraciones metálicas o de enchapado de resinas solo 25% en peso de paladio. Las aleaciones nobles con paladio como base brindan un compromiso entre las aleaciones nobles altas de oro y las aleaciones predominantemente de metal base.

*Aleaciones de plata-paladio.* La composición de las aleaciones Pd-Ag tienen límites estrechos: 53 a 61% de paladio y 28 a 40% de plata. El estaño el indio o ambos se agregan para incrementar la aleación más dura y promover la formación de óxido para adecuado enlace de la porcelana. En algunas de estas aleaciones, se ha informado formación de un óxido interno en vez de un óxido externo. Los nódulos formados en la superficie externa son resultado del proceso de oxidación interna. Este fenómeno al parecer produce un resultado clínico aceptable, aunque no es una situación ideal. Se necesita un balance apropiado para mantener una temperatura de vaciado razonablemente baja y un coeficiente de contracción térmica compatible. Al reemplazar el oro por el paladio se eleva el límite de fusión pero disminuye el coeficiente de contracción de la aleación.

Al incrementar el contenido de plata se tiende a disminuir el límite de fusión y se eleva el coeficiente de contracción. Por el alto contenido de plata comparado con las aleaciones basadas en oro, el efecto de coloración por la plata es más notable. Los acondicionadores del oro metálico o los agentes de recubrimiento de la cerámica pueden minimizar este efecto.

El uso de las porcelanas que son conocidas como "no verdosa" es otra opción que un técnico dental debe escoger para ayudar a evitar este problema. Debe procederse con precaución cuando estas aleaciones se usan en restauraciones anteriores o en caso que se quieran sombras ligeras. Excepto en las restauraciones posteriores, la experiencia debe lograrse con una restauración de una sola unidad antes de proseguir con la fabricación de dentaduras parciales fijas.

Se considera que la adherencia de la porcelana es aceptable en la mayoría de las aleaciones Pd-Ag. Sin embargo, un estudio indica que algunas de estas aleaciones pueden formar un óxido interno en vez de uno externo. En vez de la formación del óxido externo deseado, los nódulos Pd-Ag pueden desarrollarse en una superficie que realice la retención de la porcelana de manera mecánica en vez de una unión química. Sin embargo, esta condición no produce un número significativo de fracasos clínicos que justifique preocupación.

La compatibilidad térmica de estas aleaciones por lo general es buena. Lo cierto para todas las aleaciones es el consultar con el fabricante para determinar cuál porcelana puede ser incompatible con cierta aleación. Además las aleaciones deben ser aprobadas a través del Programa de Aceptación de la Asociación Dental Norteamericana.

**Aleaciones de paladio cobre.** Por su bajo promedio de fusión entre 1170 y 1190°C, se espera que estas aleaciones sean susceptibles de deformación por deslizamiento (combarse) a temperaturas de calentamiento elevadas. Por lo tanto se debe tener precaución al usar estas aleaciones para brechas largas de dentaduras parciales fijas con conectores pequeños. Estas aleaciones contienen 74 y 80% de paladio y de 9 a 15% de cobre. Es posible que se produzca decoloración por el cobre pero no parece ser un problema mayor. Ha habido preocupación reciente sobre el potencial del efecto citotóxico de cobre liberado dentro de la cavidad bucal de algunas aleaciones Pd-Cu. Sin embargo, aunque algunas investigaciones sobre este efecto son inconclusas, al parecer hay poca razón para preocuparse sobre su uso.

Se debe estar prevenido del efecto potencial sobre la estética del óxido café oscuro o negro que se forma durante la oxidación y después de los ciclos de cocción de la porcelana. El técnico debe tener cuidado de enmascarar el óxido por completo con el opacador de la porcelana y de eliminar la banda oscura antiestética que se forma en la unión del metal con la porcelana. También es importante que el técnico se asegure de que se forme un óxido café en vez de negro en la superficie del metal durante el tratamiento de oxidación, de otro modo, puede formarse una adherencia pobre a la porcelana.

Las aleaciones de Pd-Cu han producido una fuerza superior a los 1 145 MPa (166 000 psi) valores de alargamiento de 5 a 11% y valores de dureza mayores que algunas aleaciones de metal base. Por lo tanto, estas aleaciones parecen tener mal potencial de pulido, excepto cuando las áreas marginales son relativamente delgadas. Aunque no se considera la incompatibilidad térmica como una consecuencia mayor, algunas veces se ha informado distorsión de las cofias ultradelgadas (0.1 mm). Aún no se sabe la causa principal de este efecto. El motivo de esta distorsión puede ser la incompatibilidad de las restauraciones de metal porcelana a la tensión, sobre todo porque las aleaciones Pd-Cu tienen valor de deslizamiento alto a temperaturas cercanas a la temperatura de transición de la porcelana a vidrio. Otros factores que también pueden provocar la distorsión incluyen la relajación de los procedimientos de soldadura y limpieza con arena que ocurre durante los procedimientos de calentamiento subsecuente.

*Aleaciones de paladio-cobalto.* Casi siempre se conocen como aleaciones libres de oro, níquel, berilio y de plata. La referencia del níquel y el berilio indica que estas aleaciones son biocompatibles. Como muchos metales nobles, estas aleaciones tienen el tamaño de grano fino para minimizar la precipitación caliente durante el proceso de solidificación. Este grupo de Pa-Co es el más resistente al combamiento de las aleaciones de metales nobles.

El metal noble (basado en el paladio) contiene una proporción entre 4 y 10% en peso. Una aleación comercial contiene 8% de galio. Lo siguiente es un ejemplo de las propiedades típicas de la aleación Pb-Co: dureza, 250 DPH; resistencia producida, 586 MPa (85 000 psi); alargamiento, 20%, y módulo de elasticidad, 85.2 GPa ( $12.35 \times 10^6$  psi). Estas aleaciones deben tener buenas características de manipulación. No obstante estas aleaciones libres de plata, pueden decolorar la porcelana por la presencia de cobalto; como las aleaciones de Pa-Co tiene un coeficiente de contracción térmico elevado y se espera que sea compatible con las porcelanas de expansión alta.

*Aleaciones paladio-galio-plata y paladio-galio-plata-oro.* Estas son aleaciones más recientes de los metales nobles. Este grupo de aleaciones se introdujo ya que el color de óxido es más claro que el de las aleaciones Pd-Cu o Pd-Co y son compatibles en su coeficiente térmico con las porcelanas de expansión baja. El óxido que se requiere para el enlace a la porcelana es oscuro pero más claro que en las aleaciones Pd-Cu o Pd-Co. El contenido de plata es más bajo (5 a 8% en peso) y no causa el color verdoso de la porcelana. Existe poca información de la resistencia de enlace de las restauraciones de metal-cerámica o su compatibilidad térmica. Estas aleaciones Pd-Ga-Ag tienen coeficientes de contracción térmica bajo y se espera que sean más compatibles con las porcelanas de menor expansión, como la porcelana Vita.<sup>(8)</sup>

## 2.8 UNIÓN MICROMECAÍNICA PORCELANA-RESINA

Durante décadas el hombre ha sido capaz de grabar los vidrios, y así, durante años, los sopladores de vidrio han grabado diseños, nombres y fechas en las cristalerías para decorarlas. Las porcelanas dentales que se utilizan en las restauraciones ceramometálicas actuales son químicamente más parecidas a los vidrios de hoy en día que de cualquier otro tipo de porcelana.

En los últimos años se ha comprobado que puede grabarse el vidrio con ácido fluorhídrico, desde que se utiliza la porcelana fundida sobre el metal, utilizando distintas soluciones comerciales que contienen ácidos fluorhídrico y sulfúrico. Estas mismas soluciones se utilizan hoy para grabar las superficies de porcelana y conseguir así una unión porcelana-resina de tipo micromecánico.

A pesar de que hace años se dispone de la tecnología necesaria para grabar porcelanas, la aplicación de estos procedimientos para conseguir una fijación de las resinas composites es muy reciente y se debe a la difusión alcanzada por las restauraciones coladas adhesivas.

**Unión química porcelana-resina.** Este tipo de unión se utiliza sobre todo en la reparación de las restauraciones ceramometálicas. También se utiliza para conseguir una retención adicional sobre las superficies cerámicas grabadas y mejorar así la formación de los flecos de la resina.

El material más utilizado es el silano. Se considera que la unión del silano a la porcelana radica básicamente en un fenómeno de mojamiento de superficie. En otras palabras, más que de una fijación química verdadera, se trata de una unión gracias a la tensión superficial entre los dos materiales. Los silanos son agentes humectantes que pueden mejorar la capacidad de unión de dos materiales diferentes, que cuando se aproximen quedaran fijados por *fuerzas Van der Waals*, la relativa debilidad de estas uniones puede explicar por qué la unión entre la porcelana tratada con silanos y la resina es tan baja; debido a su capacidad para reducir la tensión superficial, los silanos sirven como imprimantes excelentes de los agentes de unión utilizados sobre las superficies de porcelana grabada. El silano permite que el agente de unión penetre más fácilmente en los canales grabados.

**Reparaciones directas con composite de las restauraciones ceramometálicas.** Se trata quizá de uno de los procedimientos restauradores de menor éxito. Por lo general, el objetivo es reparar una fractura de porcelana sobre la misma porcelana o sobre el metal subyacente.

Las reparaciones ceramometálicas se llevan a cabo habitualmente con sistemas químicos de unión porcelana-resina, que actúan como capa intermedia entre la restauración ceramometálica y la resina composite. Muchos de estos sistemas de unión contienen soluciones diluidas de metilsilanos que humectan las superficies de los componentes inorgánicos comunes de ambos materiales, la porcelana en la restauración y el cuarzo inorgánico o los cristales de relleno en el composite. Además, la unión de porcelana-resina, funciona mejor con composites de macrorrelleno que contienen cristales que potencialmente pueden formar una unión más fuerte, ya que la unión cuarzo-silano es la más resistente. En cambio los composites de microrrelleno no son precisamente idóneos para la mayoría de los sistemas de unión porcelana-resina.

Los silanos son muy inestables. Si se utilizan sólo ocasionalmente, deben conservarse en el refrigerador. Asimismo estos sistemas suelen contener porcentajes importantes de solventes orgánicos, por lo que es importante no dejar los frascos abiertos durante periodos de tiempo largos. Los sistemas que constan de dos componentes pueden tener una vida media más prolongada. El agua es un contaminante de la mayoría de los sistemas de silanos; conduce a que el material reaccione consigo mismo y acorta su vida media. Una de las formas de contaminación más habituales es abrir la botella de silano inmediatamente después de su refrigeración.

El vapor de agua se condensará rápidamente en la solución y la contaminará. Por lo tanto, si se mantienen los silanos en el refrigerador, se les deja tomar la temperatura ambiente antes de abrir los frascos. Una de las dificultades de estos sistemas es precisamente determinar la efectividad del material, ya que tienen una vida media limitada, debe desecharse cualquier frasco de silano que contenga alguna precipitación. La

presencia de precipitados significaría que el silano ha reaccionado consigo mismo para formar complejos moleculares mayores, que son los que luego precipitan; como consecuencia de esto, quedan pocos o ningún enlace silano reactivo remanente que pueda fijarse a la porcelana o a la superficie de composite.

El procedimiento para reparaciones porcelana-resina es el siguiente:

*Paso 1.* Asperizar o raspar con un diamante grueso la superficie que hay que reparar para conseguir mayor rugosidad de superficie y mejorar la retención. Establecer entrecierres mecánicos si fuera posible.

*Paso 2.* Seguir las instrucciones del fabricante para el uso del agente de unión. Colóquese como se indica.

*Paso 3.* Colocar un composite de alto porcentaje de relleno con el mejor contorneado posible, de manera que no requiera de maniobras de acabado en esta sesión.

*Paso 4.* Acabado con discos o diamantes finos en campo húmedo 24 horas después de su colocación. Evítese el calentamiento o fricción sobre la restauración.

*Paso 5.* Puede añadirse un composite de microrelleno sobre la superficie del composite de alto relleno siguiendo el procedimiento de unión resina-resina.<sup>(5)</sup>

## 2.9 SISTEMAS ADHESIVOS

El hecho de que el material restaurador se mantenga adherido es fundamental desde el punto de vista mecánico, biológico y estético de nuestras restauraciones. Los materiales restauradores en general no tienen la capacidad de adhesión, por lo que necesitamos un material intermedio que adhiera al diente por un lado y al material restaurador por otro. A este material le llamamos adhesivo dental. Podemos definir un adhesivo dental como " *un material que, colocado en una capa fina, sirve para adherir el material restaurador*". Para realizar la adhesión, es conveniente preparar la superficie adherente con una serie de productos, por lo tanto es preciso hablar de Sistemas Adhesivos. Definimos el Sistema Adhesivo como: " *el conjunto de materiales que sirven para realizar todos los pasos de la adhesión del material restaurador al diente, que son: preparación de la superficie de esmalte y dentina, adhesión química y/o micromecánica a esmalte, dentina y adhesión química al material restaurador*".

De todos los materiales odontológicos, son los adhesivos los que están más en controversia y de los que mayor información, y más variada, estamos recibiendo continuamente. Ello es debido a que se trata de un material que no cumple con todos los requisitos necesarios para que funcione al 100%, por lo que se está investigando continuamente debido a la dinámica que existe sobre ellos, saliendo al mercado periódicamente nuevos y mejores productos. Esto hace que con en el transcurso de los años los sistemas adhesivos se vayan volviendo obsoletos .



### 2.9.1 Requisitos de los sistemas adhesivos

Los requisitos más importantes que debe tener un material adhesivo son:

1. Capacidad reactiva al calcio y al colágeno para producir una adhesión química a los tejidos duros del diente.
2. Tensión superficial adecuada para que humecte la superficie y se produzca el fenómeno de capilaridad en las microrretenciones.
3. Baja viscosidad para que fluya en el interior de estas microrretenciones.
4. Hidrofilia, para que sea capaz de actuar en condiciones de humedad.
5. Que sea capaz de experimentar una reacción de polimerización en presencia de  $O_2$  y  $H_2O$ , mínimos cambios dimensionales y corto período de tiempo.
6. Resistencia elevada para que no se produzca fractura cohesiva del material.
7. Resistencia adhesiva elevada, debiéndose adquirir esta resistencia en el mínimo tiempo posible.
8. Elasticidad y flexibilidad para que no se deforme permanentemente y absorba las tensiones que se producen sobre la restauración.  
Que sea insoluble a los fluidos orales y que sean acidorresistentes
9. Bactericida y bacteriostático, para eliminar los posibles gérmenes que se hayan quedado tras la preparación.
10. Cariostáticos, mediante la liberación de flúor.
11. Biocompatible
12. Fácil de manipular.

Los actuales adhesivos sólo cumplen algunos de estos requisitos, por lo que aún no tenemos el adhesivo ideal.

### 2.9.2 Mecanismos de adhesión de los sistemas adhesivos

Existen dos mecanismos posibles para realizar la adhesión a una superficie, el mecanismo químico y el micromecánico. Los actuales sistemas adhesivos funcionan utilizando estos dos mecanismos, pero fundamentalmente el micromecánico; el cual consiste en tratar a la superficie con diversos ácidos para conseguir las microirregularidades donde se alojará el adhesivo, el cual posteriormente polimerizará quedando atrapado en el interior de dichas irregularidades.

El mecanismo químico de adhesión se consigue utilizando adhesivos con capacidad de reaccionar químicamente con el calcio del esmalte y la dentina, para producir con estas estructuras enlaces químicos, primarios o secundarios. Todos los sistemas adhesivos utilizan el mecanismo de adhesión micromecánico, que el que proporciona la casi totalidad de la resistencia adhesiva alcanzada.

*Acondicionador del esmalte.* Suele ser el ácido ortofosfórico al 37% y sirve para acondicionar la superficie del esmalte, creando microrretenciones para la adhesión micromecánica. A este paso se le llama grabado ácido del esmalte; este ácido puede venir en forma de líquido o de gel viscoso, al que se le añade sílice como espesante. El ácido se presenta coloreado para que no se confunda con la estructura dental. La presencia del sílice

produce un residuo que puede dificultar la adhesión, por lo que hay que eliminarlo mediante lavado abundante.

**Acondicionador dentinario.** Es un ácido débil que acondiciona la dentina para la adhesión química y micromecánica mediante el tratamiento del barrillo dentinario. El tratamiento de la dentina para la adhesión consiste fundamentalmente en la eliminación del barrillo dentinario para dejar libres los túbulos dentinarios y permitir que posteriormente, la resina adhesiva se introduzca en ellos creando la adhesión micromecánica.

**Acondicionador total.** Otros sistemas adhesivos utilizan un ácido débil para tratar conjuntamente esmalte y dentina y provocar las retenciones micromecánicas, ya que se ha demostrado que el ácido ortofosfórico al 37% es demasiado agresivo para la dentina y que no es necesario una acidez tan alta para crear microrretenciones efectivas en esmalte. Por todo esto, la utilización del acondicionador total es un gran avance ya que acorta el tiempo del tratamiento y facilita la técnica. Para este tratamiento se pueden utilizar los siguientes ácidos: maleico, cítrico, nítrico, oxálico y ortofosfórico todos al 10%. Estos ácidos producen un patrón de grabado aceptable, mediante la solubilización parcial de los prismas adamantinos y creación de irregularidades donde se alojará posteriormente la resina adhesiva.

**Adhesivo químico.** Algunos adhesivos llevan un componente que consiste en una sustancia con capacidad reactiva a los tejidos duros del diente. Actualmente se utilizan dos sustancias que pueden tener una adhesión química al diente:

- a) **Resinas fosforadas:** Son diferentes tipos de resinas que llevan un radical fosfórico que interacciona químicamente con el calcio del esmalte y la dentina, produciéndose uniones de tipo iónico.
- b) **Glutaraldehido:** Es una sustancia que tiene capacidad de reaccionar con el colágeno de la dentina, produciendo adhesión química mediante uniones de tipo covalente.

**Adhesivo micromecánico.** Son resinas acrílicas o epoxi que se introducen en las microrretenciones del esmalte grabado, en los túbulos dentinarios y/o en la dentina tratada (capa híbrida) para que una vez fraguados en el interior, producir una adhesión micromecánica. Estas resinas pueden ser de varios tipos:

♣ **Resinas hidrofóbicas.** Son resinas que carecen de afinidad por el agua, no produciendo con ella fenómenos de adsorción. Esto se debe a que tienen una mayor tensión superficial. La hidrofobia es un inconveniente para la adhesión a dentina, ya que los túbulos dentinarios están llenos de agua, lo que impediría la penetración de este tipo de resina en su interior. Son resinas hidrofóbicas, entre otras, el BIS-GMA, los dimetacrilatos, los uretanos, etc.

♣ **Resinas hidrofílicas.** Son resinas que tienen afinidad por el agua, produciendo en ella fenómenos de adsorción y absorción. Esto se debe a que tienen una menor tensión superficial que la del agua; la hidrofilia es fundamental para que las resinas puedan introducirse en el interior de los túbulos dentinarios húmedos, ya que en este caso el agua

no es un obstáculo para la resina, sino un vehículo para su penetración. Son resinas hidrofílicas el PMDM, los dimetacrilatos hidrofílicos, el HEMA, el penta ester fosfato, etc.

♣ *Resinas biofuncionales.* Son moléculas complejas polifuncionales que tienen distintos tipos de radicales, unos hidrofílicos y otros hidrofóbicos para compatibilizar con los distintos elementos. Son resinas biofuncionales el MMI 152, patentado por la casa Bayer y el MDP de la casa Kuraray.

*Adhesivo al material restaurador (bonding).* Es una resina hidrofóbica, generalmente Bis-GMA, que se une a la resina hidrofóbica del composite por el otro, mediante un mecanismo químico. Esta resina nos da el espesor de capa suficiente para cubrir irregularidades y proporciona una capa elástica y flexible para absorber tensiones; llevan, así mismo, los elementos de la polimerización, bien sean química, lumínica o dual.

### 2.9.3 Reacción de polimerización

La condición fundamental para que un adhesivo sea efectivo es que, una vez colocado sobre una superficie adherente, sufra un cambio de estado, de líquido a sólido, lo cual se llama reacción de polimerización en el caso de que tratemos materiales poliméricos.

Esta reacción de polimerización es del tipo de adición, en la que interviene un activador que desdobra al iniciador, convirtiéndolo en radical libre, capaz de ir anexionándose monómeros. La reacción de polimerización y los elementos que participan en ella son los mismos que tienen lugar en la polimerización de las diferentes clases de polímeros. Existen dos vías para conseguir la polimerización de los adhesivos: que el activador sea un agente químico, fundamentalmente una amina terciaria, o que el activador sea la luz halógena; de esta manera tendremos adhesivos quimiopolimerizables y fotopolimerizables, respectivamente; la combinación de ambas vías de activación nos darán los adhesivos de polimerización dual. La reacción de polimerización de los adhesivos tiene dos problemas fundamentales: la contracción y el tiempo.

*Contracción polimerización.* La contracción que se produce en el material dificulta la adhesión, ya que las dos superficies tienden a separarse. La utilización de acondicionadores dentinarios con determinados productos como es el cloruro férrico, hace que el inicio de la polimerización de la resina tenga lugar en el interior de la trama de colágena, quedando atrapada entre ellas; esto evitaría la separación debida a la contracción de polimerización de la resina.

*Tiempo de polimerización.* El tiempo del adhesivo es un problema, ya que la polimerización del adhesivo tiene que ser previa a la de la resina compuesta. Si no es así, la contracción de polimerización de la resina compuesta arrancaría al adhesivo de su retención micromecánica; por lo que el tiempo de polimerización es diferente en cada tipo de adhesivo. El adhesivo fotopolimerizable alcanza valores altos de resistencia antes que el quimiopolimerizable. Esta es la causa que hace que la mayoría de los adhesivos utilizados actualmente polimericen por luz.

## 2.10 PROPIEDADES GENERALES DE RESINAS

*Propiedades mecánicas.* La resina adhesiva debe tener una cierta flexibilidad, que le permita deformarse elásticamente ante las cargas oclusales de manera que absorba las tensiones que no pueden absorber estructuras más rígidas como el diente y la resina compuesta, evitando así la fractura, y deben ser lo suficientemente elásticas como para que con esta deformación se recupere por completo. Evitando así, deformaciones permanentes que acumulen tensiones; además de ser suficientemente resistentes para que no se produzca su fractura ante las cargas oclusales y las tensiones producidas por los cambios térmicos o de polimerización, tanto en forma directa o mediante mecanismo de fatiga.

*Propiedades reológicas.* La viscosidad de las resinas adhesivas debe ser lo suficientemente baja como para que humecte bien la superficie y se introduzca en el interior de los túbulos dentinarios, y lo suficientemente alta como para que quede un correcto espesor de capa. El espesor de la capa ha de ser suficiente para cumplir su misión de relleno y amortiguador, pero no muy grande, ya que esta fase es la menos resistente de la restauración.

*Propiedades térmicas.* Las resinas adhesivas deben tener un coeficiente de expansión térmica similar al del diente y al de la resina compuesta, de manera que los fenómenos de contracción-expansión que se produzcan deben ser coordinados en todas estas estructuras; aunque la resina adhesiva es un material de baja conductividad térmica, el hecho de colocarse un espesor pequeño hace que su capacidad de aislante térmico sea pequeña.

*Propiedades químicas.* En base a su estructura química, las resinas adhesivas deben ser hidrofílicas, para que penetren en los túbulos dentinarios húmedos, e hidrofóbicas para que sean compatibles con la resina hidrofóbica de las resinas compuestas. Esto se consigue utilizando dos resinas, una de cada tipo, o bien utilizando resinas biofuncionales, que tienen en la misma molécula una zona hidrófila y otra hidrófoba.

*Propiedades biológicas.* Todo el sistema adhesivo ha de ser biológicamente compatible de manera que no produzca ningún tipo de toxicidad. Los actuales sistemas adhesivos cumplen con este requisito, ya que está demostrado que en los casos que se produce un daño pulpar se puede atribuir, más que al material, a los otros mecanismos, generalmente a las bacterias remanentes.

## 2.11 CLASIFICACIÓN

A la hora de clasificar los sistemas adhesivos, se puede hacer basándonos en múltiples factores como son: según la generación del adhesivo, el comportamiento químico, el tratamiento dentinario realizado o la resistencia adhesiva alcanzada por lo que podemos plantear diferentes clasificaciones:

**Generaciones de los adhesivos.** Esta clasificación no es muy correcta, ya que se basa en varios factores; la base general de esta clasificación es evolutiva uniendo a la vez el tipo químico de resina y el tratamiento de la dentina.

1ª Generación: Son los primeros adhesivos que aparecieron en el mercado, el adhesivo es una resina hidrofóbica que se coloca sin tratar la dentina.

2ª Generación: Fueron los siguientes en aparecer para intentar solventar la falta de adhesión que tenían los sistemas de 1ª generación. Se modifica el barrillo dentinario y se utilizan resinas hidrofóbicas combinadas con resinas hidrofílicas.

3ª Generación: Es el siguiente paso evolutivo, se tiende a eliminar el barrillo dentinario y a colocar resinas hidrofílicas.

4ª Generación: Se caracterizan por la formación de capa híbrida.

5ª Generación: Se denominan sistemas adhesivos monocomponentes, lo cual no es cierto ya que previamente es necesario tratar esmalte y dentina simultáneamente. Se utiliza una sola resina en varias capas, como adhesivo micromecánico y para conseguir espesor suficiente.

**Química.** Podemos clasificar a los adhesivos según la composición química. Bajo este punto de vista la clasificación sería:

-Resinas sin glutaraldehído

- a. Hidrofóbicas
- b. Combinadas
- c. Hidrofílicas

-Resinas con glutaraldehído

- a. Combinadas
- b. Hidrofílicas

**Tratamiento dentinario.** Podemos clasificar los sistemas adhesivos según el tratamiento que se realice de la dentina quedando la clasificación como:

1. Sistemas adhesivos que no condicionan la dentina
2. Sistemas adhesivos que modifican el barrillo dentinario
3. Sistemas adhesivos que eliminan el barrillo dentinario
4. Sistemas adhesivos que forman capa híbrida

**Resistencia adhesiva.** Por último podemos clasificar los adhesivos en función de la resistencia adhesiva alcanzada, como las tensiones de contracción de polimerización de las resinas compuestas están entre 17-20 MPa, siempre que utilicemos capas finas, podemos utilizar estas cifras para clasificar los adhesivos en:

1. Baja resistencia: Menos de 17 MPa
2. Media resistencia: Entre 17 y 20 MPa
3. Alta resistencia: Más de 20 MPa

## 2.12 VALORACIÓN DE LOS SISTEMAS ADHESIVOS

**Resistencia adhesiva.** Para valorar la efectividad de un adhesivo se mide la resistencia adhesiva que es la máxima tensión (MPa) que puede soportar un adhesivo sin separarse de la interfase.

Para que un adhesivo cumpla su función, esta resistencia adhesiva debe ser mayor o igual a las tensiones que ha de soportar la restauración: Estas tensiones son:

- **Tensión de contracción de polimerización.** Todas las resinas contraen al polimerizar, ya que el polímero ocupa menor lugar que el monómero. Esta contracción produce una fuerza traccional que según Bowen (1967), oscila entre 20 y 70 MPa; esta gran diferencia es debida a la utilización de distintos espesores de resinas compuestas, ya mientras mayor sea el volumen a contraer, mayor será la contracción total y, por lo tanto, la fuerza traccional producida.

- **Tensiones oclusales.** Las tensiones oclusales medidas por distintos autores, oscilan entre 2 y 5 MPa, y son inferiores a las desarrolladas por los actuales adhesivos. Sólo pueden producir fallos por mecanismos de fatiga.

- **Tensiones debidas a cambios térmicos.** Estas tensiones son pequeñas aunque los coeficientes de expansión térmica del diente y de la resina compuesta son diferentes. De todas maneras, los cambios térmicos cíclicos que se producen en la cavidad bucal suelen, a la larga, producir un fallo por fatiga. De todo esto podemos deducir que para empezar a hablar de adhesión necesitamos una resistencia adhesiva por lo menos 20 MPa, siempre que la resina compuesta se coloque en capa fina (2mm); el motivo es que la resistencia de un adhesivo va a ser sensible a una serie de factores como son: tipo de diente, tipo de ensayo, método de conservación del diente postextracción, métodos "In vivo" o "In Vitro" localización y profundidad de la cavidad. Por todo esto podemos decir que las cifras de la resistencia adhesiva son siempre aproximadas y no correlacionables en distintas condiciones.

**Fallo adhesivo.** En la utilización de los adhesivos se requieren una serie de pasos e intervienen una serie de elementos. En el caso de un diente con una restauración adherida, al producirse la fractura es necesario analizar al MEB los dos fragmentos ya que podemos encontrarnos frente a varias posibilidades:

1. Fallo adhesivo diente-resina
2. Fallo adhesivo resina-resina compuesta
3. Fallo cohesivo en diente
4. Fallo cohesivo en resina
5. Fallo cohesivo en resina compuesta

**Sistemas adhesivos a otras superficies.** Aunque el principal sustrato para la adhesión es el diente, en algunas circunstancias es necesario realizar técnicas adhesivas sobre otros materiales. Estas circunstancias son dos; cuando realizamos técnicas indirectas en las que tenemos que adherir una incrustación, o algún tipo de prótesis, ciertos

dispositivos ortodónticos, etc. Al diente, o cuando queramos reparar un fractura de una restauración sin que sea necesario eliminar todo el material.

Los sistemas adhesivos que se utilizan e estas condiciones funcionan de forma similar a los ya analizados, utilizando los mecanismos químicos y micromecánicos para la adhesión. Por lo tanto, tienen componentes análogos a los descritos previamente: acondicionador del sustrato, adhesivo químico, adhesivo micromecánico y adhesivo al material restaurador. Los sustratos que se pueden presentar en estas condiciones son los siguientes:

- **Porcelana.** Para adherir a la porcelana se utiliza, en primer lugar, un acondicionador de superficie que, debido a la baja solubilidad de la porcelana en los ácidos, tiene que ser un ácido fuerte como es el ácido fluorhídrico. Este ácido fluorhídrico, además, activa la superficie de la porcelana hidrolizando la sílice y eliminando el agua superficial.

A continuación se utiliza el adhesivo químico, que son los silanos. Los silanos son moléculas bipolares que reaccionan por un lado con el sílice de la porcelana y por otro con los radicales OH de la resina. A la colocación del silano sobre la superficie de la porcelana se le denomina silanización, por lo tanto, una vez realizada, decimos que la porcelana ha sido silanizada. El último paso para la adhesión de la porcelana es la colocación del adhesivo micromecánico que es, a la vez, adhesivo al material restaurador. Este adhesivo suele ser una resina hidrofóbica tipo Bis-GMA, ya que la superficie de porcelana no tiene agua.

- **Metales.** La adhesión a metales se realiza utilizando tanto el mecanismo químico y el micromecánico. Desde el punto de vista micromecánico tenemos el problema de que los ácidos no son capaces de producir microrretenciones efectivas en el metal; es por eso que el acondicionamiento de este sustrato se realiza de manera totalmente distinta, esto es, mediante técnicas mecánicas (chorreado) y eléctricas (grabado electrolítico y galvanizado).

Todas estas técnicas tienen como fin crear una superficie irregular en el metal para que sirva de microrretención. El chorreado del metal consiste en lanzar a presión un chorro de polvo de distintos óxidos contra la superficie del metal de manera que estas partículas impacten el metal y dejen una muesca que sirva de microrretención; para ello se suele utilizar el óxido de aluminio y el óxido de silicio o sílice. El grabado electrolítico consiste en introducir el metal en una cuba electrolítica y someterlo a una corriente eléctrica, lo que producirá en la superficie del metal fenómenos de corrosión. El galvanizado, generalmente con estaño en la superficie del metal. De estas técnicas, sólo el chorreado se puede realizar directamente en boca o bien en el laboratorio. El grabado electrolítico y el galvanizado se realizan siempre en el laboratorio en técnicas indirectas.

Una vez acondicionada la superficie, mediante cualquiera de estos sistemas, se utiliza el adhesivo micromecánico que es, simultáneamente, adhesivo al material restaurador. Este adhesivo suele ser una resina hidrofóbica tipo Bis-GMA. Desde el punto de vista químico se utilizan las moléculas, como puede ser el 4-META, que reaccionan con la capa oxidada superficial del metal; por ello funcionan mejor con las aleaciones no nobles que con las nobles ya que estas se oxidan menos.<sup>(12)</sup>

## 2.13 RESULTADOS OBTENIDOS POR OTROS AUTORES

### Reparación intraoral en restauraciones de porcelana fracturada Robbins J. William (Operative Dentistry 1998;203-207).

Las técnicas de reparación para porcelana fracturada no son predecibles, sin embargo, con la llegada de algunos productos relacionados con adhesión a porcelana, las técnicas disponibles para su reparación tienen moderadas expectativas de éxito.

Una simple reparación va desde una fractura total o parcial en porcelana; este tipo de reparación puede ser completada por la fabricación de una pieza de porcelana para reemplazar la porción perdida o por el reemplazo del área fracturada con una porcelana venter (Berksu y Saglam, 1994); sin embargo, este tipo de reparación a menudo es terminado con composite (Rada, 1991). La superficie fracturada debe ser primero preparada para su unión.

Varios métodos de reparación de porcelana han sido investigados, incluyendo la rugosidad con diamante y el desgaste con aire abrasivo con óxido de aluminio de 50- $\mu$ m, así como el grabado con ácido fluorhídrico al 9.5% (HF) (Ceram-Etch, Gresco Products, Stafford, TX 77477; Porcelain Etch, Ultradent Products, South Jordan, UT 84095) o con fluoruro de fosfato acidulado al 1.23% (APF). Algunos estudios indican que el desgaste con aire abrasivo de óxido de aluminio de 50- $\mu$ m es el mejor método de preparación, la superficie es menos rugosa con diamante (Wolf, Powers y O'Keefe, 1992). Investigadores como Bertolotti, *et al.*, 1989; Nelson y Barghi, 1989; Tylka y Stewart, 1994; han encontrado que ambos tratamientos ácidos al 9.5% HF y 1.23% APF son igualmente efectivos en el tratamiento de la superficie de porcelana. Sin embargo, el 9.5% HF requiere solamente de 2-4 minutos de grabado, mientras que el 1.23% APF requiere de 10 minutos. Claramente, el método más efectivo para reparar porcelana, es el utilizar el grabado ácido sobre la misma Burkett, Burges y Robbins (1992). Un estudio reciente realizado por Kupiec *et al.*, (1996) encontró, que el efecto del grabado con 8% HF es mayor que el aire abrasivo en porcelana previo al grabado; después del grabado, la porcelana fue completamente lavada y secada. El grabado de la porcelana tuvo una apariencia de escarcha después del uso de HF, sin embargo, este no fue sólo el caso, cuando se utilizó APF adquirió también esta apariencia.

El ácido fluorhídrico es potencialmente dañino para ambos tejidos duro y suave, y sólo se puede usar bajo aislamiento con dique de hule. Cuando esto no es posible, el grabado ácido al 1.23% de APF es utilizado como alternativa. El siguiente paso requiere de un agente de unión órgano-silano (Bertolotti *et al.*, 1989).

El silano es colocado en la porcelana grabada y enseguida secado con aire durante 1 minuto. El tiempo de vida del silano es importante, ya que el tiempo de vida de algunos de los productos es de un rango de 3 años, el silano cuando es refrigerado tiene un tiempo de vida de entre 12 y 18 meses. Los silanos viejos pueden tener deficiencias en la fuerza de unión; por consiguiente se debe asegurar que el silano este fresco cuando es usado.



Después de que la porcelana ha sido silanizada, la reparación es completada de una manera similar a la unión composite-esmalte. Una resina sin relleno o un kit adhesivo para unión a dentina es puesto y fotocurado. Una resina compuesta es colocada, contorneada, fotocurada y terminada de la manera convencional. Si se requiere de fuerza en la restauración final, una resina compuesta híbrida puede ser usada con un poco de resina compuesta de microrelleno (Gregory y Moss, 1990). Si el paciente tiene una pieza de porcelana fracturada, esta corona puede ser reunida con el uso del grabado, silanizado y una resina sin relleno, en ambos, la porcelana restante, la corona y la pieza fracturada de porcelana es unida con resina compuesta.

Estos son los únicos sistemas compatibles (Clearfil Porcelain Bond, J Morita, Co, Tustin, CA92680 ) que no requieren del uso del grabado a porcelana. No solamente requieren de menor tiempo, también han demostrado tener una excelente fuerza de adhesión demostrada en pruebas de laboratorio (Appledorn *et al.*, 1989; Anusavice *et al.*, 1989; Díaz-Arnold *et al.*, 1993; Lei *et al.*, 1989; Liobell *et al.*, 1992; Suliman *et al.*, 1993 y Wolf *et al.*, 1992).

#### **Fuerzas de unión tensional de cinco sistemas de reparación para porcelana Cochran M. A. y Carlson T. J. *et al.*, (Operative Dentistry 1998;13:162-167).**

La eficacia de los cinco sistemas comerciales de reparación para porcelana fueron probados *In vitro*. La fuerza de unión tensional para porcelana glaseada y porcelana rugosa fue comparada inmediatamente después de ser colocados los sistemas de unión, manteniendo un seguimiento por siete días en almacenamiento y ciclaje térmico. Se presentaron diferencias significativas en la adhesión a porcelana, las cuales fueron encontradas en los materiales y en cada una de las pruebas condicionadas.

La fractura de porcelana en restauraciones ceramo-metálicas unidas a metal, presentan un alto costo y son un gran problema para el paciente y dentista. Tradicionalmente, los agentes de unión silano han sido empleados para aumentar la retención de los materiales restauradores de resina, para disminuir los sitios de fractura de porcelana.

Las evaluaciones de laboratorio en todo el mundo, de los sistemas de unión (Eames *et al.*, 1977; Eames y Rogers, 1979; Highton y Matyas, 1979; Nowlin *et al.*, 1981), han sugerido que las fuerzas de unión formadas variaron considerablemente entre los productos y otras adversidades provocadas por el termociclaje; estos agentes han mostrado algunas aplicaciones clínicas. Este tipo de reparación es considerado generalmente temporal.

Recientemente, los materiales de reparación para porcelana han sido introducidos con el propósito de mejorar las características de unión y una más completa activación del silano. El propósito de este estudio fue la evaluación de las fuerzas tensionales de retención de estos sistemas para determinar, el hecho de encontrar un producto más durable en la reparación clínica.

Se utilizaron cinco sistemas comerciales de reparación los cuales fueron evaluados. Cuatro de los sistemas recomendados específicamente de unión y restauración con resina

fueron utilizados para esta prueba. Fusión es un agente de unión universal silano, fue comparado con Scotchbond/Silux (3M Dental products, St Paul, MN 55144) para esta evaluación. Las fuerzas de retención fueron determinadas sujetando los cilindros de resina unidos a la porcelana y provocar stress de tipo tensional. Cien fragmentos de metal fueron vaciados con Rexillum III (Rx Jeneric Co., Wallingford, Ct 06492); estos fragmentos consistieron de un disco cilíndrico de 2 mm de grueso y 10 mm en diámetro con 7 mm de largo extendiéndose desde el centro de una de las superficies del disco.

La limpieza de los trozos se llevo a cabo con aire abrasivo, y una capa de opacante de Ceramco Porcelain (Cerameco, Inc, Jonson & Jonson Dental Products Co., East Wiindsor, NJ 08520) fue cocida sobre la superficie plana del disco seguida por una capa de cuerpo de porcelana aproximadamente de 1.5 mm de grueso. La porcelana fue desgastada hasta dejar una superficie plana, que limpiada ultrasónicamente en agua destilada y autoglasçada. Todos los especimenes fueron almacenados en agua destilada por lo menos 48 horas.

Los moldes Delrin, de 6 mm de largo y 5 mm en diámetro, fueron usados para formar y retener los cilindros de resina. Una terminación tipo Chamfer de 30° fue maquinada en uno de los extremos de cada molde para retener los materiales de resina durante la carga.

Los agentes de reparación para porcelana y las resinas de unión fueron aplicados a los especimenes de porcelana hidratada siguiendo las instrucciones del fabricante, los moldes Delrin fueron posicionados nuevamente contra las superficies tratadas, colocando una resina compuesta apropiada. Las resinas fueron condensadas y fotoactivadas en los moldes en tres incrementos, cada uno de ellos fue fotopolimerizado durante 40 segundos. Ultra-Bond (Dent-Mat Corp, Santa Maria, CA 93456), es una resina químicamente activada, de acuerdo con las instrucciones del fabricante se coloca fluida en el molde y en seguida se le dejó curar durante cinco minutos. Después del curado, todos los especimenes fueron reintegrados al agua destilada utilizada y mantenidos ahí hasta la prueba.

Los especimenes fueron colocados en la máquina de pruebas Instron (Instron Corp, Canton, MA 02021) y cargados a una velocidad de 0.762 mm/minuto sujetas a tensión hasta su falla. Los valores de tensión fueron convertidos para enfatizar su fatiga. Los datos se sujetaron a la prueba de Welch seguida por Newman-Keuls en comparaciones múltiples. La fractura de las superficies fueron examinadas en un microscopio estereoscópico con un objetivo 40X determinando así, el tipo de fractura (cohesiva, adhesiva o bien mixta).

Las fuerzas de unión inmediatas fueron medidas a los cinco minutos después de que el curado fue completado. Las pruebas se hicieron en porcelana glaseada y porcelana rugosa. Fueron utilizados cincuenta especimenes de porcelana glaseada para la prueba de los cinco sistemas de reparación. Después de que la prueba fue completada, la resina fue removida, la superficie de la porcelana fue desgastada con un fresa de diamante I DT (Teledyne Densco, Denver, CO 80 207) con una pieza de mano a alta velocidad con su sistema de refrigeración. Los especimenes fueron reutilizados para probar inmediatamente la unión a la superficie rugosa.

Las fuerzas de unión después del termo ciclaje en los restantes 50 especímenes de porcelana fueron desgastados con una fresa de diamante 1 DT (Densco) y los cinco sistemas de reparación fueron aplicados como se hizo anteriormente. Después de la unión, los especímenes fueron guardados en agua destilada a 37°C por una semana. Durante este período, se usó termociclaje de 2500 ciclos en baños de agua a 5°C y 45°C con un tiempo de inmersión de 30 segundos y un tiempo de transferencia de 10 segundos.

Scotchprime (3M) y Primer Reparador de Porcelana (Kerr/Sybron, Romulus, MI 48 174) fueron los sistemas que solamente exhibieron una fuerza de adhesión inmediata al glaseado y desgaste de la porcelana. Por consiguiente, se decidió unir diez especímenes de cada sistema de porcelana glaseada y sujetarlos al mismo almacenamiento y ciclaje térmico como se perfiló anteriormente. Se limpiaron veinte especímenes, cocidos y glaseados para esta porción adicional del estudio.

Los resultados mostraron que las fuerzas de unión inmediata a porcelana rugosa fueron similares en todos los sistemas, pero el modo de fracaso fue diferente. Había más variaciones en la fuerza de unión inmediata a la porcelana glaseada y rugosa después del termociclado. Los valores conectados con líneas verticales no fueron significativamente diferentes ( $p < 0.01$ ). No hubo diferencias significativas entre las fuerzas de retención a los siete días para el Primer Reparador de Porcelana (Kerr) unido a porcelana glaseada desgastada y porcelana rugosa. Por otro lado, el Scotchprime (3M) tuvo una fuerza de unión a porcelana glaseada 30% mayor que a porcelana rugosa.

**Fuerza de unión de resina compuesta a porcelana con la nueva generación de sistemas de reparación para porcelana**  
**Ronald E. Appeldorn; Terry M. Wilwerding; Wayne y W. Barkmeier (J Prosthet Dent 1993;70:6-11).**

Por varias décadas los odontólogos han usado la cerámica para proveer restauraciones estéticas para sus pacientes. Cerámica y restauraciones de metal-cerámica son ahora esenciales en la restauración de dientes perdidos o dañados, reforzando así, la estética de la dentición natural. Sin embargo, los materiales cerámicos son tan susceptibles a la fractura. Las restauraciones cerámicas son a veces exitosas, pero ocasionalmente las fallas en la restauración decepcionan al paciente por lo que implican un gran desafío para el dentista.

Debido a el arduo trabajo para remover estas restauraciones de la boca, las restauraciones cerámicas son reparadas intraoralmente. Numerosos sistemas de unión están ahora disponibles para el dentista, para reparar las fracturas cerámicas. Los compuestos de resina son comúnmente usados en conjunción con estos sistemas de reparación.

Anteriormente, los sistemas de reparación contaban con retención mecánica y agentes adhesivos de silano orgánico. El termociclaje y almacenamiento en agua ha demostrando una disminución significativa en las fuerzas de unión de cada sistema. Algunos productos se han introducido recientemente, los cuales utilizan métodos químicos adicionales para proveer adhesión a materiales restauradores como resina compuesta a porcelana fracturada y superficies metálicas. La nueva generación de estos sistemas incluye una extensa gamma de agentes químicos e indicaciones para numerosas superficies de

preparación y varios tiempos de aplicación para los agentes químicos. El propósito de este estudio fue el probar la fuerza de unión de estos nuevos sistemas de reparación para porcelana y comparar su capacidad de unión en la restauración de resina compuesta a la superficie de porcelana.

Para la realización de este estudio se utilizaron un total de 160 muestras de porcelana, las cuales, fueron preparadas para comparar la fuerza de retención de la resina compuesta unida a porcelana con el uso de ocho sistemas comerciales compatibles para reparar porcelana. Lingotes de Rexillum III (Jeneric/Pentron Inc., Wallingford, Conn.) fueron suministrados por el fabricante (12 mm de diámetro y 5 mm de grosor) fueron seleccionados para colocar las muestras de porcelana. Preparaciones con diámetro de 5.8 mm por aproximadamente 1.5 mm de profundidad, fueron hechos en cada lingote con un taladro de prensa y una fresa de carburo. Los especímenes de metal fueron calentados a 990°C en un horno de vacío Jelenko Flagship (J. F. Jelenko & Co., Armonk, N. Y.) cuerpo y opaquer de porcelana (Ceramic II Porcelain, sombra B1, Ceramco Inc., Burlington, N. J.) fueron cocidos en las preparaciones metálicas. Las preparaciones fueron sobrellenadas ligeramente, después del cocido, la altura de la superficie fue reducida con un disco abrasivo (Ecomet III Grinder, Buchler, Ltd., Evanston, Ill). Los especímenes fueron inspeccionados y los que presentaron porosidades fueron nuevamente cocidos.

Después del terminado los especímenes de porcelana fueron divididos en ocho grupos de 20 cada uno. El seguimiento marcado de los sistemas de reparación para porcelana y los materiales de restauración de resina compuesta fueron evaluados: (1) All-Bond 2 y Bis-Fill, (2) Cerinate Prime y Ultra-Bond, (3) Clearfil Porcelain Bond y Clearfil Photo Anterior, (4) Etch-Free y Bis-Fil, (5) Monobond S y Heliomolar Radiopaque, (6) Porcelite y Herculite XRV, (7) Scotchprime y Silux-Plus, (8) Silistor y Multifil VS. Las instrucciones del fabricante fueron seguidas para cada uno de los sistemas de reparación junto con el procedimiento para cada sistema.

Los materiales de restauración de resina compuesta para cada sistema de reparación fueron colocados en una cápsula para formar un cilindro de resina compuesta o poste. La medida de las cápsulas fue del No.5 (Eli Lilly y Co., Indianápolis, Ind.), las cuales fueron ligeramente sobrellenadas con resina compuesta, y fueron posicionadas firmemente hacia los sitios de adhesión a porcelana. El exceso de la resina compuesta que se encontraba alrededor de las cápsulas fue removida con un explorador antes de su polimerización. Los cilindros de resina compuesta fueron fotopolimerizados (Translux CL, Kulzer GmgH, Wehrheim, Germany) con luz directa aproximadamente a 45 grados desde la intersección de los sitios de unión a porcelana y los cilindros de resina compuesta; debido a que el diámetro de los cilindros de porcelana era mucho, la superficie fue dividida en cuatro secciones circulares que fueron polimerizadas durante 20 segundos cada una; el total de polimerización para cada uno de los especímenes fue de 80 segundos. El diámetro de unión de los cilindros de resina compuesta fue de 4.30 mm. Diez especímenes de cada grupo fueron almacenados en agua destilada a 37°C por 24 horas antes de determinar la fuerza de unión en los cilindros de resina compuesta.

Los otros diez especímenes de cada grupo fueron almacenados en agua destilada a 37°C por un período de 3 meses y termociclados a 2500 ciclos entre baños de agua de 5°C

y 55°C (por un tiempo de más de un 1 minuto) antes de determinar la fuerza de unión. Los especímenes fueron montados en una máquina fija para determinar la fuerza de unión después de haber designado el tiempo de almacenamiento para los grupos tratados. Una máquina de Pruebas Universal Instron (modelo 1123, Instron, Engieering Co., Canton, Mass.) equipada con un cincel, el cual fue utilizado para aplicar la fuerza. Los especímenes fueron alineados contra y paralelos a los sitios de unión a porcelana. Los cilindros de resina compuesta fueron sometidos a carga continua de 5mm/min hasta su fractura, las fuerzas de unión finales fueron calculadas y registradas en unidades de megapascales (MPa).

Los sitios de fractura fueron examinados para determinar la localización de la falla durante el desalojo. En el análisis estadístico de los datos se utilizaron dos vías: Análisis de Varianza y Fisher's Protected Least Significant Difference (PLSD) en las pruebas de comparación para estos grupos, demostraron tener un nivel de confianza del 95%.

Los resultados mostraron que el registro de rompimiento de la fuerza de unión a 24 horas fue para: Etch-Free y Bis-Fil  $23.5 \pm 5.3$  MPa; All-Bond 2 y Bis-Fill,  $22.3 \pm 3.5$  MPa; Clearfil Porcelain Bond y Clearfil Photo Anterior,  $18.5 \pm 4.7$  MPa; Porcelite y Herculite XRV,  $15.1 \pm 2.1$  MPa; Scotchprime y Silux-Plus,  $15.1 \pm 1.7$  MPa; Monobond-S y Heliomolar Radiopaque,  $14.1 \pm 1.4$  MPa; Silistor y Multifil VS,  $12.2 \pm 2.5$  MPa; y Cerinate Prime y Ultra-bond,  $12.0 \pm 2.3$  MPa. La diferencia fue estadísticamente significativa ( $p > 0.05$ ) los tres sistemas que proporcionaron la más grande fuerza de unión fueron: (Etch-Free, All-Bond 2, y Clearfil Porcelain Bond). La diferencia fue significativa ( $p > 0.05$ ) entre los tres grupos con gran fuerza de retención, que los otros cinco grupos de 24 horas. El tipo de falla de los cilindros de resina compuesta fue primordialmente cohesiva en porcelana para los grupos de 24 horas.

El sistema de grabado Etch-Free presentó cuatro fallas de cohesividad en porcelana, y los otros seis especímenes parecían fallar en los componentes de relleno de la resina [(Polimetilmetacrilato y 4-META)] o ligeramente en los cilindros de resina compuesta. El registro del rompimiento de la fuerza de unión a los 3 meses son: Clearfil Porcelain Bond y Clearfil Photo Anterior,  $20.7 \pm 1.7$  MPa; Etch-Free y Bis-Fil,  $18.4 \pm 1.6$  MPa; All-Bond 2 y Bis-Fil,  $17.0 \pm 3.0$  MPa; Porcelite y Herculite XRV,  $15.4 \pm 2.1$  MPa; Scotchprime y Silux-Plus,  $14.9 \pm 1.7$  MPa; Monobond-S y Heliomolar Radiopaque,  $12.6 \pm 1.1$  MPa; Cerinate Prime y Ultra-Bond,  $8.8 \pm 1.2$  MPa; y Silistor y Multifil VS,  $4.2 \pm 1.0$  MPa.

A los 3 meses la fuerza de unión del Clearfil Porcelain Bond System fueron significativamente mayores ( $p < 0.05$ ) que la fuerza de unión de los otros siete sistemas evaluados. No existía diferencia significativa ( $p > 0.05$ ) entre el All-Bond 2 y Etch-Free y entre los grupos de Porcelite y Scotchprime. El sitio de falla que predominó durante la prueba para los cinco grupos que mostraron la más grande fuerza de unión a los 3 meses fue cohesiva en porcelana. Con excepción de el sistema Etch-Free, con fallas principalmente en la adhesión de la resina.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Los sitios de fracaso para los dos sistemas que produjeron baja fuerza de unión (Cerinat Prime y Silistor) fueron de naturaleza adhesiva entre la porcelana y la unión del cilindro de resina compuesta. No hubo diferencia significativa ( $p > 0.05$ ) a 24 horas y 3 meses en la fuerza de unión para tres (Clearfil Porcelain Bond, Porcelite y Scotchprime) de los ocho sistemas evaluados. La fuerza de unión del Etch-Free, All-Bond, Monobond-S, Cerinate Prime y Silistor a los 3 meses fueron significativamente más bajas ( $p > 0.05$ ) que las pruebas a 24 horas.

**Método de reparación para porcelana fusionada a pónicos de metal**  
**Julie M.W. Tang; Steven R. Gordon y Roger Sherman (General Dentistry: January-February:1989;44-46).**

Los avances y refinamiento en los materiales, técnicas y diseño han hecho de la porcelana fusionada a metal (PFM) el material de construcción mas versátil, estéticamente favorable y funcional como sistema actual compatible para prótesis parciales fijas. A pesar de las mejoras, la fractura de la porcelana con o sin exposición metálica han sido un problema evidente. El motivo de las fallas han sido asociadas a los materiales defectuosos, a la deficiente manipulación y su diseño. El método ideal para corregir este problema a menudo es la remoción y la fabricación de la prótesis; sin embargo, esta opinión quizá no sea la más práctica, especialmente cuando la fractura es en una parte de una múltiple unidad fija. El costo, tiempo, labor, comodidad y el riesgo de la preparación dental para semejar un retratamiento quizá justifique la reparación de la restauración en boca.

Antes de hacer una reparación la prótesis debe ser evaluada. Si la prótesis presenta otras deficiencias semejantes como: cuarteaduras en porcelana, contornos voluminosos y una elección equivocada del color, así como márgenes abiertos en la restauración, no valdría la pena su conservación. La causa de la fractura en porcelana es determinada y corregida si es posible. Por ejemplo, un desajuste oclusal, el uso de una guarda oclusal prevendría la recurrencia del problema.

Para localizar en medida la fractura y el grosor del apoyo metálico que nos ayudarían a determinar, si en particular una reparación tendría éxito. Varios materiales y técnicas son compatibles para reparación de restauraciones PFM fracturadas. Si la fractura es pequeña, la estética y la oclusión no se ven comprometidas, la tersura, así como el contorneado y pulido de la restauración existente quizás sean requeridas; sin embargo, si la fractura de la porcelana necesita ser reemplazada con métodos disponibles los cuales incluyen la reparación con resinas acrílicas, resinas compuestas y retención mediante pins.

Resinas acrílicas pueden ser usadas para reconstruir la parte frontal después de la aplicación de un silano usado como agente de unión del acrílico a la superficie metálica. La efectividad de este sistema de reparación se ve comprometido a causa de la deficiente resistencia del acrílico a la abrasión y a una selección de color inadecuado en comparación con la porcelana y su baja resistencia a la fuerza de tensión. Highton *et al.*, 1979, reportó que solamente en el 48% de las reparaciones en porcelana la fuerza de unión fue lograda cuando se utilizó resina acrílica y un sistema de reparación como agente de unión.

El uso de una resina compuesta y un agente de unión silano para reparación de fracturas PFM, implica varias ventajas, incluyendo una rápida aplicación, costo mínimo y simplicidad en el terminado de la restauración. Sin embargo, la estabilidad del color a largo plazo y la diferencia de tonos a causa del metamerismo puede causar problemas. Cuando el armazón de metal es expuesto, el agente de adhesión no nos provee una segura retención. En dos estudios hechos por separado, la fuerza de tensión de una resina compuesta y un agente de unión silano usados para reparar porcelana fracturada han sido reportados siendo solamente el 18% y 25% de porcelanas no reparadas. Eames *et al.*, 1979, observó que después de un año, la reparación para una fractura de porcelana con resina compuesta muchas veces fracasa a causa de la fractura en la interface de porcelana.

Cuando la fractura de porcelana ocurre en la cara facial y está se mantiene intacta después de su separación del metal, la pieza fracturada puede ser unida con composite y un agente de adhesión. Para incrementar la retención, pueden ser insertados pins dentro del metal o bien hacerse ranuras o huecos para colocar nuevamente la porcelana en su lugar. Cuando la fractura de porcelana ocurre en prótesis fijas de porcelanas veneer sólo en su superficie labial sin sobrecontorneo hacia la superficie oclusal o incisivo-lingual, la PFM puede ser retenida con un pin fabricado en el laboratorio.

Existen diversos métodos y técnicas para asegurar un paralelismo e inserción correcto de los pins. Con este método, sin embargo, debe tenerse cuidado de no invadir el espacio intrapulpal de un diente vital, por lo que se necesita una suficiente reducción labial para mantener una retención y estética adecuada con la restauración PFM retenida mediante pins.

Otra técnica de laboratorio para la reparación, implica la preparación de la estructura existente, para recibir la PFM terminada. La nueva restauración de PFM es ajustada sobre la estructura. Este método requiere de suficiente grosor de metal disponible para la preparación de una superficie paralela en la cual se han desarrollado ranuras necesarias para hacer un sobrecontorneo retentivo cuando sea cementada. Las ventajas que ofrece esta técnica incluye estabilidad en el color, similaridad en la textura de superficie de la porcelana veneer adyacente, fuerza mecánica y una satisfactoria retención. Por la necesidad de reducción de la estructura existente, el método aplicado es más fácil en la fractura de pónicos PFM.

El paciente en este caso, presentó una larga fractura de porcelana con exposición metálica en el área anterior con un largo periodo de fijación protésica. La fractura de la porcelana ocurrió durante la masticación. La fractura tuvo lugar entre la interfase de la porcelana y el metal, la falla de la restauración fue atribuida al defecto del material y su deficiente manipulación. Normalmente, la unión entre el metal y porcelana es más fuerte, que la unión entre porcelana y porcelana; entonces, la fractura podría ser anticipada a ocurrir dentro del cuerpo de la porcelana. El examen mostró márgenes, contornos, oclusión, función y una estética aceptable de la prótesis existente.

La porcelana existente estaba libre de cuarteaduras y otros defectos. En el estudio radiográfico no se encontró evidencia de una mala condición periapical y caries procedente de los dientes contiguos. La estructura metálica en el área del pónico provee un

adecuado volumen de material para preparar la superficie para la unión sin debilitar la estructura.

Todos los fragmentos facial, incisal y lingual de la porcelana fueron removidos con una fresa de diamante fino con su sistema de refrigeración. Se tomaron cuidados necesarios para no dañar la porcelana adyacente y tejidos blandos de la zona. El armazón de metal fue preparado para mantener el paralelismo facial y palatino de las superficies de retención. La existencia del contorno facial y palatino del apoyo metálico del pónico, el paralelismo fue creado en pasos para no sobrereducir el metal y comprometer la rigidez de la estructura metálica. Para aumentar la retención mecánica se hicieron tres surcos en las áreas donde existía suficiente estructura metálica. Una línea de terminado tipo Chanfer fue realizada; la reducción fue revisada para asegurarse de que existía un espacio adecuado para la fuerza de unión sin comprometer la oclusión o la estética. Los conectores entre el pónico y los aditamentos de cada lado fueron conservados intactos.

Se utilizó una corona de acrílico como restauración temporal; su retención fue evaluada antes de que la impresión final fuese hecha. Se tomó una impresión con material de polisulfuro debido a que posee una rigidez relativamente baja y a su facilidad de remoción en espacios de la prótesis existente. Para este caso se trabajó en un modelo maestro la PFM para fabricar la pared mesial y distal.

En la prueba de sellado, los ajustes fueron hechos y consistieron en reducción del contorno cervical y del sobrecontorneo para permitir un mejor acceso a la limpieza de los tejidos-faciales y la superficie del pónico. La apariencia estética fue disimulada gracias a que el paciente presentaba una línea de sonrisa baja. La porcelana fue caracterizada y glaseada. La PFM fue terminada y cementada con policarboxilato para adherirse al diente y la alcaición.

La técnica de reparación de una fractura de porcelana facial en un pónico de una prótesis PFM fueron presentados. Una reparación que involucra una copia PFM final que fue fabricada sobre la estructura metálica existente. Se preparó la superficie facial y palatina, en pasos para asegurar el paralelismo sin comprometer la fuerza y las ranuras de retención hechas. La elección de los materiales de impresión y cementación aún se discute.

#### **Evaluación de tratamientos de superficie de porcelana y agentes para reparación de porcelana con composites**

**Karson A. Kupiec; Karen M. Wuertz; Wayne W. Barkmeier y Terry M. Wilwerding (J Prosthet Dent 1996;76:119-24).**

Los sistemas de adhesión dental fueron inicialmente desarrollados para adhesión a la estructura mineralizada del diente. Recientemente esta nueva generación de sistemas adhesivos multipropósito son capaces de unir varios sustratos. Estos nuevos sistemas son usados en la unión de materiales compuestos al esmalte, dentina, metal y porcelana. Los nuevos sistemas multipropósito han sido usados para adhesión en restauraciones de amalgama.



El sistema adhesivo ProBond (Caulk/Dentsply, Milford, Del.) ha incluido recientemente un sistema adhesivo multipropósito. El sistema comprende un Primer con (6% dipentaeriltritol pentacrilato, ácido fosfórico, ester, 75% de acetona, y 19% de etanol) y una resina adhesiva con 56% de uretano resina de dimetaacrilato, 36% de monómeros polimerizables, 5% dipentaeriltritol pentacrilato, ácido fosfórico, ester, 2% de iniciadores polimerizables, y 0.7% de gluteraldehído. Una indicación para este sistema es la reparación intraoral y la adhesión de composites a restauraciones de porcelana fracturada. Esta técnica de reparación incluye la preparación de la superficie de porcelana y el tratamiento con silano durante el procedimiento de adhesión. El propósito de este estudio fue la evaluación del tratamiento en la superficie de la porcelana, los componentes del sistema adhesivo ProBond, y el silano como agente de unión para la reparación de porcelana.

Se utilizaron un total de 480 muestras de porcelana fueron preparadas para determinar la fuerza de rompimiento del composite a porcelana con el sistema adhesivo ProBond Rexillum III (Jeneric/Penton Inc., Wallingford, Conn.) lingotes de aproximadamente 2 mm de diámetro y 5 mm de grosor, suministrados por el fabricante fueron utilizados para apoyar los especímenes de porcelana. Una preparación de (5.8 mm de diámetro, aproximadamente 1.5 de profundo) fueron hechas en cada lingote con una fresa de carburo en un taladro de banco. Los especímenes fueron sometidos a 990°C, en un horno de vacío (J. F. Jelenko y Co., Armonk, N. Y.) cuerpo y opaco de porcelana (Ceramico II porcelana, sombra A3, Ceramico Inc., Burlington, N. J.) fueron calentados en las preparaciones metálicas. La porcelana fue ligeramente sobrellenada y después cocida, la superficie de la porcelana glaseada, fue reducida en un torno con un disco abrasivo enfriado con agua (Economet Grinder, Buehler, Ltd., Lake Bluff, Ill).

Los especímenes terminados de porcelana fueron divididos aleatoriamente en ocho grupos de 60 especímenes en base a los regímenes de unión de varios de los componentes del sistema adhesivo ProBond. Un total de 60 especímenes en cada uno de los ocho grupos fueron subdivididos en tres grupos de 20 designados para el tratamiento de la superficie de porcelana.

Estas indicaciones y variaciones fueron incorporadas en este estudio para evaluar el efecto del tratamiento de la superficie de porcelana y el agente adhesivo en la fuerza de unión del composite a porcelana. Esta investigación consistió de dos tratamientos: el primero consistió en tratar la porcelana con aire abrasivo de óxido de aluminio de 50- $\mu$ m (microetcher, modelo etc, Danville Engineering, Danville, Calif.). El segundo tratamiento consistió en tratar la superficie con 8% de ácido fluorhídrico (porcelain etching gel, Bisco, Inc., Itasca, Ill) por 4 minutos. El tercio de las variaciones involucró el tratamiento de superficie con aire abrasivo de óxido de aluminio de 50- $\mu$ m y 8% de ácido fluorhídrico por 4 minutos.

Ocho regímenes de adhesión con varios de los componentes del sistema adhesivo ProBond fueron usados en cada uno de los tres grupos en la preparación de la superficie de porcelana. Los componentes de los grupos fueron: (1) silano, primer y adhesivo; (2) silano y adhesivo; (3) sólo silano; (4) primer y adhesivo; (5) sólo primer; (6) sólo adhesivo; (7) silano y primer; y (8) un agente no adhesivo.

El material de resina compuesta de restauración Prisma TPH (Caulk/Dentsply) fue unido en el tratamiento de la superficie de porcelana. Una cápsula de plástico, técnica que fue utilizada para formar un compuesto cilíndrico y pegarlo. La mitad de una cápsula del número 4 (Elli Lilly y Co., Indianápolis, Ind.) fueron llenadas con composite aproximadamente dos tercios completos y polimerizados por un minuto en una unidad de curado (Triad 2000, Equipment División, Denstply, York, Pa.).

El compuesto adicional fue agregado para sobrellenar ligeramente las cápsulas y posteriormente fueron colocadas firmemente en los sitios de unión a porcelana. El exceso del compuesto fue removido de alrededor de las cápsulas con un explorador, antes de la polimerización. Los compuestos cilíndricos fueron entonces polimerizados con una unidad de fotocurado (Translux CL, Kulzer GmgH, Wehrheim, Germany).

La luz fue dirigida aproximadamente 45 grados desde la intersección de sitio de unión de la porcelana y los compuestos cilíndricos. Cuatro secuencias de polimerización de 20 segundos, divididas por igual alrededor de la circunferencia del cilindro de composite, fueron completadas. El tiempo de polimerización total por cada espécimen fue de 80 segundos. El diámetro de unión de los compuestos cilíndricos fue de 5.0 mm.

Diez especímenes por cada grupo de 20 fueron almacenados en agua destilada a 37°C por 24 horas, para determinar el rompimiento de la fuerza de unión. Los otros dos especímenes de cada grupo fueron almacenados en agua destilada a 37°C por tres meses en termociclos de 2500 ciclos entre baños de 5°C ± 2°C y 55°C ± 2°C con un tiempo de asentamiento de un minuto en cada baño.

Los especímenes fueron montados en una máquina Custom para determinar el rompimiento de la fuerza de unión, una vez determinado el tiempo de almacenamiento para los grupos en tratamiento. En una máquina de pruebas Instron (model 1123, Instron Engineering Co., Canton, Mass.), equipada con una barra de cincel para probar la fuerza de rompimiento; los especímenes fueron alineados del tal forma que la punta de carga se aplicó en la unión composite-porcelana. El compuesto cilíndrico fue fijado y se le aplicó una carga continua de 5mm/minuto hasta su fractura, el rompimiento de la fuerza de unión fue registrado en megapascuales. Los sitios de fractura fueron examinados visualmente para determinar su localización o tipo de falla durante la separación. Los datos fueron analizados mediante un análisis de varianza de cuatro vías (factores: aire abrasivo, ácido, componentes adhesivos y tiempo) y una prueba de Tukey.

Los análisis de varianza revelaron efectos significativos para los factores individuales de tiempo, ácido y componentes adhesivos, para la segunda vía, tercera vía y la interacción total de la cuarta vía. No solamente los factores de aire abrasivo, ácido, tiempo y componentes abrasivos, ni cualquier de la segunda, tercera o cuarta vía, las interacciones lograron una mayor significancia. Los resultados revelados en el rompimiento de la fuerza de unión del composite a porcelana fue mayor cuando se utilizó ácido fluorhídrico en comparación con el tratamiento no ácido, aumentando a 24 horas, y a 3 meses con un aumento en los regímenes de adhesión utilizando silano en el procedimiento comparado con aquellos que no lo hicieron. No hubo diferencia significativa ( $p=0.127$ ) en la fuerza de unión en los grupos sometidos al aire abrasivo con

óxido de aluminio, en el procedimiento de unión contra grupos que no usaron aire abrasivo.

La fuerza de rompimiento se midió a las 24 horas en los ocho regímenes de tratamiento adhesivo con varios componentes del sistema ProBond en la superficie de porcelana desgastados con aire abrasivo de óxido de aluminio se mantuvieron dentro de un rango de  $7.4 \pm 1.5$  MPa a  $16.6 \pm 1.2$  MPa.

Los cuatro grupos que reportaron grandes valores se mantuvieron dentro de un rango de  $14.0 \pm 1.6$  MPa a  $16.6 \pm 1.6$  MPa, que a los que se incorporó un agente de unión silano en el tratamiento. Estos valores fueron significativamente mayores ( $p < 0.05$ ) que en aquellos cuatro grupos que no se incluyó un tratamiento de unión con silano. Los grupos de 3 meses en termociclaje registraron una baja adhesión en los valores comparados con los grupos respectivos a 24 horas. Los grupos de 3 meses tratados con un silano para la adhesión demostraron valores de unión que fueron significativamente mayores ( $p < 0.05$ ) que en aquellos grupos unidos sin el silano.

Después de 3 meses de almacenamiento en termociclaje las fuerzas de unión fueron bajas para todos los ocho grupos en comparación con los valores de 24 horas. Los valores a 3 meses fueron significativamente menores ( $p < 0.05$ ) que los de 24 horas para cuatro de los ocho regímenes de tratamiento. Los cuatro grupos que mostraron diferencias significativas fueron silano/adhesivo, adhesivo sólo y composite sólo. Los sitios de fracaso de los grupos que utilizarón aire abrasivo con óxido de aluminio sobre la superficie de porcelana mostraron primeramente fallas de cohesividad en porcelana en ambos grupos de 24 horas, al igual que los grupos de 3 meses tratados con un agente de unión silano. Los grupos de 3 meses en termociclaje no presentaron fallas de cohesividad en porcelana, al igual que los grupos de 24 horas y 3 meses tratados con un agente de unión silano. Los grupos de tres meses en termociclaje no presentaron fallas de cohesividad en porcelana y en los grupos en los que no se utilizó un agente adhesivo silano.

La medición de la fuerza de unión a las 24 horas para los ocho regímenes de tratamiento adhesivo en la superficie de porcelana tratada con ácido fluorhídrico se encontraba dentro de un rango de  $13.7 \pm 1.8$  MPa a  $16.4 \pm 1.8$  MPa. No hubo diferencia significativa ( $p > 0.05$ ) en los valores que fueron reportados para estos ocho grupos. La fuerza de unión de los grupos de tres meses en termociclaje se encuentran dentro de un rango de  $10.9 \pm 1.7$  MPa a  $15.1 \pm 3.1$  MPa. No se presentaron diferencias significativas ( $p > 0.05$ ) en la fuerza de unión entre los siete grupos que reportaron el más grande valor en la fuerza de unión. Siete de los ocho grupos revelaron un pequeña disminución en la fuerza de unión donde a los 3 meses los valores fueron comparados con los de 24 horas en su fuerza de unión; sin embargo, esta reducción no fue significativa ( $p > 0.05$ ) para cada grupo.

Examinando los sitios de falla en los grupos tratados con ácido fluorhídrico sobre la superficie de la porcelana se descubrieron primeramente fallas de cohesividad en la porcelana a las 24 horas. Los resultados a los 3 meses son estrechamente paralelos a los observados en los grupos tratados con aire abrasivo; los grupos de tratamiento que incluyeron un silano registraron el 100% de fallas de cohesividad en porcelana. El

porcentaje de las fallas de cohesividad en porcelana fue bajo (10% a 60%) para estos grupos que no incluyeron un tratamiento con silano.

El rompimiento de la fuerza de unión a 24 horas de los ocho componentes adhesivos en los cuales se trató la superficie de porcelana, los cuales recibieron ambos tratamientos, aire abrasivo de óxido de aluminio y ácido fluorhídrico, se encontraban dentro de un rango de  $13.3 \pm 1.9$  MPa a  $17.0 \pm 3.3$  MPa. No hubo diferencia significativa ( $p > 0.05$ ) en valores de unión para estos ocho grupos.

La fuerza de unión de los grupos de 3 meses en termociclaje se encontraba dentro de un rango de  $12.3 \pm 1.2$  MPa a  $15.2 \pm 1.6$  MPa. No hubo diferencia significativa ( $p > 0.05$ ) entre los valores de 3 meses. Siete de los ocho grupos de tratamiento demostraron una ligera disminución en las fuerzas de unión en los valores de 3 meses en comparación con los valores de 24 horas. No hubo diferencia significativa ( $p > 0.05$ ) en algunos de los grupos donde los valores de 3 meses son comparados con los valores de 24 horas. El aumento de los valores en la fuerza de unión a los 3 meses ( $15.2 \pm 1.6$  MPa) se mantuvo constante, en los grupos que siguieron las instrucciones del fabricante e incluyeron silano, primer y resina adhesiva en la superficie de la porcelana aire abrasivo y tratamiento con ácido fluorhídrico.

Explorando los sitios de fracaso en el desgaste con aire y tratamiento con ácido fluorhídrico en la superficie de porcelana, los grupos de 24 horas revelaron fallas de cohesividad en porcelana. Los especímenes de tres meses en termociclos tuvieron una falla similar a los otros dos tratamientos en la superficie de la porcelana conocidos; aire abrasivo de óxido de aluminio o ácido fluorhídrico. La falla de los especímenes fue predominantemente cohesiva en la porcelana en un (90 a 100%) para los grupos que incluyeron el tratamiento con silano.

#### **Fuerzas de unión en materiales de reparación de porcelana intraoral**

**A. M. Diaz-Arnold; R. L. Schneider y S. A. Aquilino (J Prosthet Dent 1989;61:305-9).**

Aunque la porcelana dental ha demostrado ser un material duradero con resultados estéticos, es propenso a sufrir fractura por ser un material cerámico. Varias técnicas para reparación de porcelana intraoral han sido sugeridas. Por lo tanto, varios sistemas de reparación que realmente tienen una interacción química (adhesivo-silano) son compatibles comercialmente.

Estos sistemas utilizan agentes de unión silano para promover la adhesión entre la fractura de la porcelana y su reparación con un material de resina compuesta. Los agentes de adhesión silano poseen una fórmula química general  $X-(CH_2)_3 Si-(OR)_3$  y son capaces de formar enlaces químicos en ambas superficies orgánica e inorgánica. Esta interacción se presentó entre la superficie de la cerámica y el agente de unión hacia el composite.

Teóricamente, la unión del silano debe proporcionar una reparación estable a la restauración de porcelana fracturada. Estudios previos probaron diversos productos comerciales para proporcionar mejores resultados. El propósito de este estudio fue: investigar y comparar la fuerza final de tres sistemas de unión silano en la reparación de

porcelana; determinar la influencia del autoglasado sobre porcelana y en la fuerza de la unión del silano, y finalmente determinar la influencia del tiempo de almacenamiento de los especímenes en la fuerza de unión utilizando silano.

Los sistemas probados para la reparación de porcelana fueron: Fusión (Geo Tabú, Chicago, Ill.), Scotchprime (3M, Minneapolis, Minn.), y Cerinate Prime (Den-mat, Santa Maria, Calif.).

Se utilizaron cilindros de porcelana de aproximadamente (1 cm diámetro, 0.5 cm de grosor) fueron construidos en moldes metálicos seccionados y separados por la mitad (Vident, Menlo Park, Calif.) fueron aplicados a los moldes, el cuerpo de porcelana Vita VMK-68 (Vident) fue condensada dentro de los moldes en tres incrementos. Cada incremento fue vibrado y secado con papel suave. Un condensador Ceramco Sonic (Shofu Dental Corp., Menlo Park, Calif.) fue utilizado para la condensación de los especímenes. La porcelana fue removida de los moldes y fue colocada en una platina para su cocido. Los cilindros de porcelana fueron cocidos, autoglasados y calibrados Jelcraft HT en un horno de vacío para porcelana (J. F. Jelenko & Co., Neww Rochelle, N. Y.). Los ciclos de cocido y glaseado fueron seguidos de acuerdo a las instrucciones del fabricante para el uso de la porcelana. Cada espécimen fue examinado microscópicamente para descartar la presencia de fracturas.

La superficie de los cilindros fue examinada y limpiada mediante un arenador con partículas de óxido de aluminio de 50  $\mu\text{m}$ . Después del tratamiento cada espécimen fue limpiado ultrasónicamente en una solución con un 99.8% de metanol y agua destilada. La mitad de los cilindros fueron nuevamente autoglasados. La superficie de la porcelana autoglasada y no glaseada fueron probadas. La superficie a prueba de cada cilindro de porcelana fue protegido con una cinta adhesiva (Tuck Industries, New Rochelle, N. Y.). Las muestras fueron sumergidas en polimetilmetacrilato (Fastray, Harry J. Bosworth Co., Skokie, Ill.) y fenol (Buehler LTD, Lake Bluff, Ill.). Los especímenes fueron ultrasónicamente limpiados en soluciones de metanol al 99.8% y agua destilada para remover algunos residuos de la cinta. La limpieza de su superficie fue confirmada mediante una evaluación microscópica.

Todas las pruebas fueron almacenadas en agua ionizada (24 Horas, a 37°C) antes del tratamiento con los materiales de reparación. Cada material de reparación fue aplicado sobre la superficie autoglasada y noglaseada de la porcelana y siguiendo las instrucciones del fabricante para todos estos materiales; separadores elásticos ortodónticos de 2.3 mm de diámetro y 1 mm de altura (GAC Internacional, Commack, N. Y.) fueron atados a la superficie de la porcelana con cera pegajosa regular (Whip mix Corp., Louisville, Ky.). El composite fue colocado utilizando una banda matriz elástica para su unión a la superficie de porcelana tratada. Siguiendo las instrucciones del fabricante, el composite Silux (3M) fue unido a los cilindros de porcelana tratados con el material Scotchprime. El composite Ultra-Bond (Dent-Mat) fue unido a los cilindros primeramente con el sistema Cerinate Prime. Según las instrucciones de Fusión para reparación de porcelana no recomienda una resina específica para el uso de este sistema, una resina compuesta Command Ultrafine (Kerr/Sybron, Romulus, Mich.) se utilizó como material para adherirse sobre la superficie de la porcelana. La resina compuesta Command fue seleccionada por ser, un composite híbrido y por que presenta una menor contracción durante su polimerización, absorción de

agua y una baja tendencia a presentar fracturas microscópicas bajo grandes tensiones. La resina compuesta fue polimerizada (Command Dental Curing Light, Kerr/Sybron) por un minuto. Después de su polimerización, la matriz plástica fue removida con una aplicación adicional de fotopolimerización por 30 segundos.

Los especímenes fueron almacenados en agua ionizada por 2 y 30 días. Al final de cada intervalo de tiempo, los especímenes fueron colocados en una máquina de pruebas con la aplicación de carga directamente proporcional a la porcelana/interface del composite. Una máquina de pruebas Instron (Instron Corp., Canton, Mass.) con una carga de compresión de 50 kg a una velocidad de cabeza de 0.5 cm/min fue utilizada.

Los resultados mostraron que se presentó diferencia significativa ( $p < 0.05$ , Duncan's múltiple rango de pruebas) entre los sistemas probados. Las fallas de cohesividad de la porcelana se presentaron en todos los especímenes no glaseados con el sistema Scotchprime en un 91% de los especímenes tratados con Fusión sistema de reparación. El tratamiento de los especímenes con Cerinate Prime System no difiere significativamente en el control de los especímenes. Las fallas con este sistema se presentaron en el composite/interface de la porcelana. El glaseado de la superficie de la porcelana no afectó significativamente a el sistema de Scotchprime. Este sistema continúa presentando fallas de cohesividad en porcelana de todos los especímenes probados. El glaseado de la superficie de porcelana tuvo una disminución significativa en la fuerza de unión de el material Fusión. Los resultados de las superficies no glaseadas a los 30 días de su almacenamiento en intervalos de tiempo son similares a los resultados de 2 días. Las fallas de cohesividad en porcelana ocurrieron en todos los especímenes tratados con el material de Scotchprime, y el 91% de los especímenes tratados con el material de Fusión.

Los especímenes tratados con el material Cerinate Prime no difirieron significativamente para el control de los especímenes. El material de Scotchprime continúa presentando fallas de cohesividad en la porcelana autoglaseada. La presencia del autoglaseado en la superficie de la porcelana presentó una disminución significativa en la fuerza de unión del material Fusión. Para la superficie no glaseada de: Scotchprime y Fusión no hubo diferencia significativa en la fuerza de unión. Una disminución en la fuerza de unión en el transcurso del tiempo fueron observadas en todos los especímenes glaseados.

#### **Fuerza de unión composite a porcelana tratada con nuevos agentes de reparación para porcelana**

**D. M. Wolf; J. M. Powers y K. L. O'Keefe (Dent Mater 1992;8:158-161).**

El incremento del uso de la porcelana como restauración dental ha resultado ser una necesidad para formalizar una vía de reparación de la fractura de porcelana. Investigaciones previas (Díaz Arnold y Alquino, 1989; Díaz Arnold *et al.*, 1989; Gregory *et al.*, 1988; Matsumura *et al.*, 1989; Pratt *et al.*, 1989 y Stangel *et al.*, 1987) han comparado las fuerzas de unión de varios sistemas de adhesión a porcelana que realmente presenten una reacción de adhesión con el silano. Los agentes de unión silano poseen una estructura química general  $X-(CH_2)_3Si-(OR)_3$  y tienen la habilidad de adhesión química entre la superficie orgánica e inorgánica. Los resultados de la mezcla, sin embargo, han

sido reportados en estudios de laboratorio con una fuerza típica de adhesión de 1 y 15 MN/m<sup>2</sup>. Recientemente, en los productos experimentales se utilizó un segundo primer líquido (3 trimetoxi-silipropil-metacrilato, metil metacrilato/cloruro férrico, etanol), una resina opaca adhesiva (4 metacriloxoetil trimelitato anhídrido, metilmetacrilato con PMMA-dióxido de titanio), y un composite de fotocurado anteriormente descrito (Matsumura *et al.*, 1989).

Este nuevo sistema provee una aceptabilidad clínica *In vitro* con valores de rompimiento de fuerza de 28 MN/m<sup>2</sup> después de 20,000 ciclos. Uno de los fabricantes que comercializó los sistemas de reparación de porcelana incorporó un nuevo catalizador para facilitar la reacción del silano. La demanda de este producto provee una unión del adhesivo con una aceptabilidad clínica en la tensión de las fuerzas de unión (18-24 MN/m<sup>2</sup>) en comparación con los agentes de unión tradicionales. El propósito de esta investigación fue la medición de la fuerza de unión *In vitro* de un composite unido a porcelana con tres sistemas de unión. Tres condiciones de tratamiento y dos condiciones de almacenamiento fueron evaluadas.

Para la realización de este estudio se usaron discos de porcelana (Ceramco II, LNOE519, Ceramco Inc., NJ, USA) de 1 cm de diámetro y 2 mm de grosor, fueron preparados en dados de acero y cocidos en un horno de vacío (Jelenko Auto LTII VPF, Jelrus Technical Products Corp., New Hyde Park, NY, USA). Los ciclos de cocido fueron: precalentamiento, 6 minutos; temperatura baja, 649°C; temperatura alta, 974°C; un incremento en el rango de temperatura, 32-38°C/minuto. Se protegieron las muestras para los defectos de la superficie. Finalmente fueron desgastados empleando un disco de carburo de silicón (Buchler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) cuyo número de grano aumentaba gradualmente 240, 320, 400 y 600. El espesor final de los discos de porcelana fue aproximadamente de 1.5 mm.

La superficie de los grupos ejemplificados fueron pretratadas en tres formas: el primero de los grupos fue grabado al 9.5% con gel de ácido fluorhídrico (Ceram-etch, Gresco Products, Inc., Stafford, TX, USA) por 5 minutos siguiendo las instrucciones del fabricante. Después del grabado, las muestras fueron completamente secadas por 30 segundos usando aire/spray de agua para asegurarse que el ácido fuese eliminado totalmente de la superficie.

El segundo grupo fue tratado con un arenador de aire abrasivo (Model ERC, Micro-etcher, Danville Engineering, Danville, CA, USA) usando partículas de Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> de 50-µm a una presión de 0.48 MPa a 9L/min por 3 segundos. Enseguida se procedió a su limpieza con un arenador a chorro usando H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> al 40% durante 60 segundos (3M Dental Products, St. Paul, MN, USA), y posteriormente secado por 30 segundos utilizando spray aire/agua.

El tercer grupo fue desgastado empleando una fresa de diamante grueso (Two Stripper, 285.5C, Abrasive Technology, Inc., Westerville, OH, USA) a alta velocidad seguida por su limpieza con H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> al 40% durante 60 segundos y secado con spray aire/agua por 30 segundos. Después del pretratamiento, los cuatro agentes de unión (CPB; PLM, PLM & SB, y SP) fueron aplicados a las muestras siguiendo las instrucciones del fabricante. El composite (Herculite XR, # 02072, Sybron/Kerr, Romulus, MI, USA) de las muestras fue

fotocurado en incrementos de 1mm en la forma de cono invertido con un diámetro de 3 mm en la interface de unión, un diámetro de 5 mm y una altura de 5 mm.

Las muestras de composite fueron construidas usando un jito de unión y un dado de polietraflouretileno para asegurar fuertemente las muestras preparadas. Las muestras, porcelana/composite fueron almacenadas en una de las dos condiciones antes de la prueba: a 37°C con una humedad relativa del 100% durante 24 horas o el termociclado dentro de un rango de temperatura de 8 a 52 °C en un tiempo de 30 segundos y 1000 ciclos.

Las muestras fueron montadas a una carga con una tensión a la descrita por Barakat y Powers (1986) usando una máquina de pruebas universal Instron (Model 8501, Instron Corp., Canton, MA, USA) a una velocidad de cabeza de 0.05 cm/ min. La fuerza en la que se registro la falla de unión, fue calculada en MN/m<sup>2</sup>. Los sitios de la falla de unión fueron examinados utilizando microscopia electrónica. Cinco condiciones de aplicación para un total de 120 muestras fueron probadas mediante el análisis de varianza (Dalby, 1968), las cuales fueron comparadas con la prueba de Tukey (Guenther, 1964) con un nivel de confiabilidad del 95%.

El análisis de varianza mostró diferencias significativas en la fuerza de unión entre ambas pruebas en condiciones de almacenamiento, siendo este uno de los factores más importantes, seguido por el agente de unión y las superficies pretratadas. El coeficiente de variación fue de 27%. Los intervalos Tukey y la comparación entre las medias se encuentra dentro de un 95% con un nivel de confiabilidad de 2.5 entre los agentes de unión, 2.0 entre los pretratamientos, y 1.3 MN/m<sup>2</sup> entre las condiciones de almacenamiento.

El termociclado produjo una disminución en la fuerza de unión en las muestras desgastadas con el arenador, con un 24% en la disminución de las muestras de PLM y en un 46% para las muestras CPB. Todas las muestras SP fueron afectadas menormente por las condiciones de prueba en termociclaje. Las muestras desgastadas con diamante mostraron una disminución en la fuerza de unión que van desde un 25% para las muestras SP y un 63% para las muestras PLM & SB.

Las muestras grabadas con ácido fluorhídrico presentaron una disminución en la fuerza de unión de un 34% hasta un 38%. Mientras que las muestras CPB probaron tener la más alta fuerza de adhesión, seguida por SP, PLM & SB, y las muestras PLM. Los más altos valores en la fuerza de unión fueron demostrados ante el tratamiento con el arenador en la unión a porcelana empleando SP o CPB y por el desgaste de la superficie de porcelana con fresa de diamante empleando CPB. Entonces, CPB tiene la más alta fuerza de unión en porcelana grabada con ácido fluorhídrico. Las muestras de PLM demostraron tener una más baja fuerza de unión. Los tratamientos que utilizaron el arenador presentaron la más alta fuerza de unión, seguidos por el grabado con ácido fluorhídrico y el fresado con diamante.

Se observaron dos tipos de falla en la unión; fallas adhesivas en la unión codificada en B y los fracasos de cohesividad en la porcelana codificada en P. Los fracasos de adhesión en (B) fueron observados con SP (75%), PLM & SB (90%), y PLM (95%) en ambos tratamientos en el que se empleó el arenador y fresado con diamante. Los fracasos de



cohesividad en la porcelana (P) fueron observados principalmente con CPB (73%) y las muestras entonces pretratadas con el grabado de ácido fluorhídrico al 70%.

**Reparación intraoral en restauraciones de metal-cerámica**  
**Robert E. Rada (J Prosthet Dent 1991;65:348-50).**

Las restauraciones de porcelana fusionadas a metal es uno de los más comunes materiales de restauración usados en odontología. Sin embargo, con algunas variantes que existen en la fabricación y función de estas restauraciones, por lo que son propensas al fracaso. Estos fracasos usualmente involucran una porción de la restauración de porcelana. Una simple y predecible técnica es una ventaja extrema que prolonga la longevidad de estas restauraciones. Una combinación de la preparación metálica junto con un tratamiento específico de la porcelana son el resultado de una reparación semejante. El tratamiento específico de porcelana involucra una combinación de grabado con ácido fluorhídrico y un agente de unión silano. La técnica ha sido usada para numerosas reparaciones con excelente éxito.

Con el uso frecuente de las restauraciones de porcelana en odontología, la habilidad y simplicidad, su predecible reparación de estas restauraciones representan grandes ventajas. Varios de los métodos más viejos para salvar este tipo de restauraciones han sido descritos. Sin embargo, estos métodos pueden ser una dificultad para reconstruir la restauración entera, y otros requieren de los procedimientos de laboratorio. Aunque existen pocos artículos que describen la unión de las resinas compuestas a la porcelana, poca información específica es detallada para estos métodos de reparación.

Las técnicas para la reparación de las restauraciones de porcelana fracturada incluyen: (1) unión del fragmento de porcelana fracturada a la restauración fija, (2) construir una porcelana venter unida a la fractura de porcelana, ó (3) usando una resina compuesta para restaurar la fractura de porcelana. Este último método es simple, viable, y con un bajo costo, esta técnica de reparación es descrita en este artículo.

La técnica utilizada fue:

1. La superficie de la porcelana adyacente a el sitio de fractura fue biselado con una fresa de diamante grueso.
2. El metal fue preparado con profundas retenciones ranuras y socavados que proveen una retención mecánica de la resina compuesta a la superficie metálica. Si la estructura dental es inadvertidamente expuesta, se cubre con hidróxido de calcio o cemento de ionómero de vidrio.
3. El biselado de la superficie de la porcelana fue grabado con ácido fluorhídrico (Ceram-Eich, Gresco Products, Inc., Stafford, Texas) por 5 minutos utilizando dique de hule. El agente de grabado es enseguida lavado para la preparación usando una irrigación copiosa con un alto volumen de succión y el área es enseguida secada. La superficie de la porcelana adquiere una apariencia blanquecina cuando es grabada, similar al grabado del

esmalte. El ácido fluorhídrico crea irregularidades en la superficie de la porcelana, seguido por una gran superficie de adhesión.

4. La superficie fue enseguida tratada con un agente de unión silano (Scotchprime Ceramic Primer, 3M, St. Paul, Minn.). El agente adhesivo Scotchprime es pincelado en la porcelana y secado posteriormente. Este agente de unión o promueve la absorción y adhesión hacia la superficie alterada de la porcelana que entonces fue posible unir química y físicamente.

5. El llenado de la resina fue aplicado en ambas superficies en el metal y porcelana permitiendo su curado.

6. Una resina compuesta opaquer (Porcelain Repair Kit, 3M) fue aplicada al metal en pequeñas capas así que un pequeño color gris posiblemente pudo reflejarse desde abajo del metal.

7. La sombra apropiada para el llenado de la resina se contorneo para restaurar la porcelana perdida. La oclusión fue ajustada para eliminar las interferencias. Finalmente la restauración fue pulida usando los métodos convencionales.

El simple método de reparación en la fractura de porcelana fusionada a metal ha sido descrita. En ambas técnicas se utilizaron ambos agentes de unión silano y el grabado con ácido fluorhídrico sobre la superficie de porcelana. La selección del paciente es vital para un buen pronóstico, y obtener un excelente resultado en la unión a la superficie de porcelana, lo cuál resulta extremadamente importante. Estas técnicas han sido utilizadas para numerosas reparaciones con excelente éxito.

### III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Uno de los problemas de más difícil solución en la odontología protésica es la reparación de porcelana fracturada. El fallo de una restauración de otro tipo, ya sea amalgama, resina o incrustación, es fácilmente solucionable: con el recambio.

Una restauración cerámica no es fácilmente eliminable dado que presenta altos valores de resistencia de unión al diente. Por lo anterior, la opción más elegida, es la reparación *IN SITU*.

### IV. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Para la reparación de porcelana fracturada existen en el mercado sistemas de adhesión a superficies cerámicas; algunos de esos sistemas son especializados para el fin mencionado y otros (de reciente aparición), son recomendados por el fabricante lo mismo para la adhesión a esmalte y dentina, que para la reparación de porcelana fracturada. Es importante valorar la eficacia de estos últimos en comparación con aquellos que tienen como única finalidad, el procedimiento mencionado.

## **V. HIPÓTESIS DE TRABAJO**

El adhesivo específico para porcelana, dará valores de fuerza de adhesión mayores a los mostrados por el adhesivo multipropósitos.

### **5.1 Hipótesis alterna**

El adhesivo multipropósitos, dará valores de fuerza de adhesión superiores a los mostrados por el adhesivo específico.

## **VI. OBJETIVOS**

### **6.1 General**

- Comparar la fuerza de unión de un sistema especializado en unión a porcelana, con la mostrada por un sistema de adhesión a varios sustratos; ambos, adheridos a porcelana.

### **6.2 Específicos**

- Adherir resina compuesta a porcelana con un adhesivo específico diseñado para ese sólo fin.
- Adherir resina compuesta a porcelana con un adhesivo multipropósitos.
- Aplicar carga a los especímenes hasta su desprendimiento.
- Comparar las cifras de carga aplicada hasta el desprendimiento.

## VII. MATERIAL Y MÉTODO

### 7.1 TIPO DE ESTUDIO

- ❖ Comparativo.
- ❖ Transversal.

### 7.2. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Cuerpo de porcelana de baja fusión de la marca elegida.
- Especímenes de 8 mm de diámetro por 2 mm de grosor, fresados y grabados.
- Adhesivos y resina de las marcas elegidas.

### 7.3 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Especímenes que presenten alteraciones de cualquier tipo en su superficie.
- Cualquier alteración del procedimiento de prueba que pudiera alterar los resultados justificará la eliminación del espécimen en particular.

### 7.4 VARIABLES

#### 7.4.1 Independientes

- Tiempo del fresado.
- Tiempo de grabado.
- Tiempo de secado.
- Tiempo de magnitud de acción.
- Número de capas de silano.
- Número de capas de adhesivo.

#### 7.4.2 Dependientes

- Magnitud de la carga requerida para el desprendimiento.
- Tipo de falla.

### 7.5 MATERIAL Y EQUIPO

- 20 especímenes de cuerpo de porcelana, Ceramco.
- 2 fresas de diamante de grano grueso ISO Diamant, Munich, Alemania.

- Máquina Universal de Pruebas INSTRON 1135., Canton. Ma, USA .
- Lámpara de Luz Halógena Visilux 2, 3M., St. Paul USA.
- Jeringa de ácido fosfórico Etchant, 3M., al 37 %, ST. Paul USA.
- Kit de reparación Clearfil SE Bond., J. Morita USA.
- Adhesivo Singlebond, 3M., St Paul USA.
- Resina Z-250, 3M., St Paul USA.
- Agente Silanizante.
- 2 pinceles con cerdas de nylon.
- 2 portapinceles.
- Hacedor de muestras de resina (de teflón).
- Hacedor de muestras para especimenes de porcelana.
- Pieza de mano de alta velocidad Concentrix, Star Dental, USA.
- Soporte para pieza de mano de alta velocidad.
- Acrílico autopolimerizable Acri min, Arias, Mex., D. F.
- Cilindros metálicos para elaborar el portamuestras de acrílico.

## 7.6 MUESTREO

### 7.6.1 Tamaño de la muestra

Se utilizaron para este estudio 20 especimenes de porcelana Ceramco.

**Características de la muestra.** Cada una de los especimenes tenia forma circular con una superficie de 6.81 mm de diámetro por 2 mm de grosor (Fig.1).



**Figura 1.** Especimenes

Se formaron dos grupos experimentales: El Grupo Experimental A para el adhesivo específico y el Grupo Experimental B para el adhesivo multipropósitos (Tabla 1).

**Tabla 1.** Conformación de los grupos experimentales A y B y número de muestras para cada proceso.

CONFORMACIÓN DE LOS GRUPOS EXPERIMENTALES		
Grupo Experimental	Clearfill Porcelain Bond (Específico)	Single Bond (Multipropósitos)
Grupo A fresado	10 muestras	***
Grupo B fresado	***	10 muestras

## 7.7 MÉTODO

Se empleó el estuche Clearfill Porcelain Bond, adhesivo específico cuyos componentes se enlistan en la Tabla 2.

**Tabla 2.** Componentes del estuche de Clearfill Porcelain Bond.

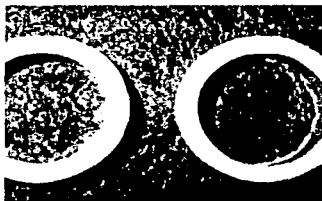
Cantidad	Presentación	Componentes del sistema adhesivo específico Clearfill Porcelain Bond	Volúmen
1	Frasco	Activador	4 ml
1	Frasco	Universal	6 ml
1	Frasco	Catalizador	6 ml
1		Dispensador de mezcla	-
n		Esponjas desechables	-
1		Manual de instrucciones	-

También se utilizó el estuche de Single Bond, Multipropósitos cuyos componentes se enlistan en la Tabla 3.

**Tabla 3.** Componentes del estuche Single Bond Multipropósitos.

Cantidad	Presentación	Componentes del sistema adhesivo Single Bond Multipropósito	Volúmen
3		Aplicadores para cepillos	
60		Cepillos	
100		Cepillos aplicadores cerdas nylon	
200		Cepillos microbrush	
2		Espátulas para aplicar resina	
1		Frasco Scotchbond multipropósito	
2		Dispensador de mezcla	

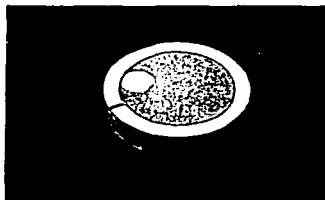
Cada muestra de porcelana fue parcialmente sumergida en acrílico de autopolimerizado marca Arias. Lo anterior, para permitir el montaje de cada muestra en la celda de carga de la máquina Instron. Los contenedores de acrílico fueron confeccionados en un anillo de acero inoxidable de 2.5 cm de diámetro por 1.3 de espesor (Fig.2).



**Figura 2.** Anillo de acero inoxidable

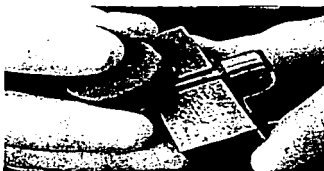
En el interior de dichos anillos de se colocó acrílico y cuando este aún se encontraba en la etapa plástica de autopolimerizado fueron incorporadas las muestras de porcelana, cuidando que una de sus caras quedara expuesta. Una vez terminado el proceso de polimerizado, las muestras quedaran retenidas mecánicamente al acrílico contenedor (Fig. 3).





**Figura 3.** Contenedor de acrílico, que muestra la retención mecánica del espécimen

Posteriormente, las muestras fueron sometidas a un desgaste de su cara expuesta para eliminar el glaseado de su superficie. Lo que se hizo con una fresa de diamante de grano grueso y a alta velocidad. Para igualar la magnitud del desgaste en todas las muestras, la limpieza de mano fue montada en un dispositivo que permitiera su acción sin necesidad de manipularla (Fig. 4).



**Figura 4.** Desgaste de la superficie de la muestra

Para el Grupo Experimental A, cada una de las muestras fue sometida al mismo procedimiento que las del Grupo B (Tabla 4).

**Tabla 4.** Procedimientos realizados en las superficies de porcelana.

Grupo experimental	Proceso de fresado	Grabado	Silanizado previo
Grupo A	SI	SI	NO
Grupo B	SI	SI	SI

TEMAS CON  
FALLA DE ORIGEN

Una vez que las muestras se encontraron montadas en los contenedores de acrílico, fueron fresadas sus superficies respectivamente, se procedió al acondicionamiento de cada muestra mediante la aplicación del agente grabador (Fig. 5) y posteriormente del adhesivo, silano, por medio de pinceles de cerdas nylon y siguiendo las instrucciones del fabricante.



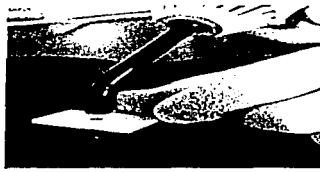
**Figura 5.** Aplicación del agente grabador

El siguiente paso, fue la aplicación del agente Single Bond con un pincel de cerdas de nylon sobre cada una de las muestras de porcelana que previamente fueron silanizadas. Posteriormente se procedió al fotopolimerizado del agente con una lámpara Heliolux y siguiendo las indicaciones del fabricante (Fig. 6).



**Figura 6.** Aplicación del adhesivo

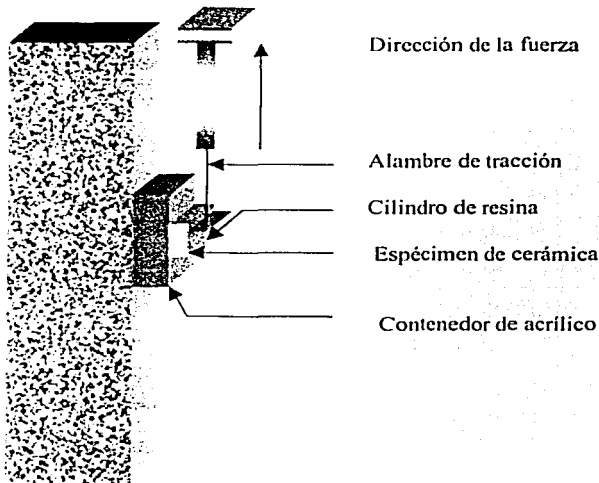
Un hacedor de muestras de resina de teflón con un orificio en su parte media de 3.5 mm de diámetro por 2.5 mm de espesor, fue colocado sobre las superficies de cerámica para posteriormente aplicar en el orificio de dicho hacedor, una porción de resina Z-250 (Fig.7), la cual adquirió la forma cilíndrica del orificio una vez que fue fotopolimerizada por 40 segundos.



**Figura 7.** Hacedor de muestras de resina de teflón

Los procedimientos de acondicionamiento en la superficie de cada muestra del Grupo Experimental A tuvo como variación la exclusión del proceso de silanización y fotopolimerización del adhesivo; mientras que el proceso de grabado, agente de unión y fotopolimerizado fueron los mismos.

Las muestras se almacenaron a una temperatura de 37°C en humedad absoluta del 100% durante 24 Hrs. Pasado este tiempo cada una de las muestras se sometió a carga tangencial en la Máquina de Prueba Universal Instron (Fig. 8), registrando dicha máquina el momento en que se separa la resina de la cerámica unida al contenedor. Posteriormente se procedió a la recopilación y procesamiento de datos.



**Figura 8.** Esquema representativo de la Máquina Instron. Aplicación y dirección de la fuerza de tracción en la prueba de resistencia adhesiva tangencial sobre el cilindro de resina adherido al espécimen de porcelana, que a su vez es soportada por un contenedor de acrílico.

## VIII. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los valores obtenidos de la prueba mecánica fueron evaluados mediante el análisis de Varianza, con la finalidad de determinar la existencia de diferencia estadísticamente significativa, de esta manera, el resultado del análisis demostró que al comparar el grupo de Clearfill Porcelain Bond (grupo A) con el de Singlebond (grupo B), si existía diferencia estadísticamente significativa ( $F=9.240$ ) a un nivel de confianza de  $p<0.007$ .

Los resultados mostrarán que el grupo A Clearfill Porcelain Bond presentó una media de 1.545 (Tabla 5), mientras que el grupo B Singlebond, presentó una media de 2.722 (Tabla 6), siendo este último el que requirió de una mayor fuerza para desalojarse.

Tabla 5. Grupo A. Clearfill Porcelain Bond.

GRUPO A CLEARFILL PORCELAIN BOND		
No. De Muestra	Kg/cm <sup>2</sup>	MPa
1	20.8	2.046
2	0.00	0.000
3	24.1	2.370
4	12.1	1.185
5	12.1	1.185
6	17.0	1.669
7	12.6	1.238
8	16.4	1.617
9	23.1	2.262
10	19.2	1.885
Análisis de diferencia de la media		1.545

**Tabla 6. Grupo B. Singlebond.**

GRUPO B SINGLEBOND		
No de Muestra	Kg/cm <sup>2</sup>	MPa
1	32.4	3.178
2	34.6	3.393
3	41.2	3.040
4	20.3	1.993
5	26.3	1.585
6	29.1	3.855
7	17.8	1.750
8	45.8	4.498
9	18.1	1.777
10	22.0	2.154
Análisis de diferencia de la media		2.722

### 8.1 Análisis estadístico

Una vez terminadas las pruebas en la Máquina Instron, se sometieron los resultados numéricos al Análisis de Varianza (ANOVA de una Vía), obteniéndose los siguientes valores:  $F=9.240$ , significativa  $p<0.007$ .

El análisis de varianza reportó mayores valores en el grupo B (Singlebond), con una media de 2.722 y una desviación estándar de 1.010 en comparación con el grupo A (Clearfill), que reportó una media de 1.585 y una desviación estándar de 0.693 (Tabla 7).

**Tabla 7. Resultados del Análisis de Varianza (ANOVA Una Vía).**

Grupo	Media	Desviación Estándar	SEM*
A	1.585	0.693	0.219
B	2.722	1.010	0.319

\*SEM: Error estándar de la media.

La resultante entre los distintos valores de los grupos analizados (F), es estadísticamente mayor en uno de ellos: Grupo B (SingleBond), por lo que se sugirió el Procedimiento de Comparación Múltiple Pairwise (Prueba de Tukey). Presentando una correlación de 1.177 con una  $p < 0.05$ , como se muestra en la Tabla 8. Lo que permite suponer que el comportamiento entre ambos grupos es diferente y por lo tanto, el grupo que necesitó mayor cantidad de fuerza para desalojarse, es el que mejor comportamiento tuvo.

**Tabla 8.** Comparación de factores de los grupos mediante la Prueba de Tukey.

Comparación por factor	F	P	q	$p < 0.05$
Grupo A Vs. Grupo B	1.177	2	4.299	SI

## 8.2 DISCUSIÓN

La fractura de porcelana dental es por muchos motivos uno de los problemas mas difíciles que puede enfrentar el odontólogo; por un lado, un trabajo con porcelana es muy apreciado por el paciente, tanto por los resultados obtenidos como por el costo. Por otro lado, retirar de posición una corona de porcelana es tarea casi imposible de cumplir y por todo ello, la reparación *IN SITU* se ha convertido en la mejor opción, y el material para hacerlo es la resina compuesta.

Siendo superficies microestructuralmente distintas, la porcelana y la resina no se unen y por ello, es obligatorio el empleo de un adhesivo que colocado entre las superficies adherentes, las une con fuerza suficiente para mantenerlas en posición durante mucho tiempo. La aparición en el mercado de sustancias adhesivas, ha sido quizá la razón mas importante para evitar al profesionista la frustración provocada por la fractura total durante el intento de retiro de una corona parcialmente fracturada.

Los adhesivos para resolver la situación planteada han sido valorados en múltiples ocasiones por distintos investigadores y las principales diferencias entre los estudios están en el tratamiento de las superficies adherentes.

**Robbins J, William (Operative Dentistry 1998: 203-207).**

Tratamiento de superficie adherente: rayado con punta de diamante, abrasión con óxido de aluminio microparticulado por medio de arenador, grabado ácido con hidrofluoruro al 9% o fluoruro fosfato acidulado al 1.23%.

**Cochran M. A. y Carlson T. J., (Operative Dentistry 1998:13:162-167).**

Silanos: Unión muy afectada por el termociclado aunque se logran fuerzas de unión significativas, el arreglo debe considerarse como temporal; probaron unión a porcelana glaseada y rugosa (con diamante). La fuerza de unión fue mayor a superficie rugosa.

**Appeldoorn Ronald E; Wilwerding Terry y Barkmeier Wayne (Journal of Prosthetic Dentistry 1993:70:6-11).**

De ocho sistemas probados, seis disminuyeron la fuerza de retención a los tres meses (después de almacenaje en agua y termociclado) comparada con la fuerza de retención lograda a 24 horas, lo que indica que la hidratación provoca deterioro microestructural del sistema de adhesión a 24 horas, la mayoría de las fallas fueron cohesivas en porcelana, en cambio, a tres meses, la mayoría de las fallas fueron cohesivas en el sistema de unión.

**Julie M. W. Tang; Steven R. Gordon y Roger Sherman (General Dentistry: January-February:1989:44-46).**

Normalmente la unión entre metal y porcelana es fuerte por lo que las fracturas no son eventos raros, dado a que pueden atribuirse a un defecto del material y a su deficiente manipulación.

**Karen A. Kupiec; Karen M. Wuertz; Wayne W. Barkmeier; y Terry M. Wilwerding (Journal of Prosthetic Dentistry:1996:76:119-24).**

Los análisis de varianza tuvieron efectos significativos en los factores de grabado con ácido, partículas de óxido de aluminio, tiempo y sistema adhesivo, no obstante el desprendimiento del composite unido a porcelana fue mayor cuando no se utilizó el grabado ácido y, el uso de un agente silanizante en su superficie. La fuerza de retención a los tres meses (después del almacenaje en agua en termociclado) registraron fuerzas de unión bajas con respecto de los de veinticuatro horas, la mayoría de las fallas fueron cohesivas en porcelana y en los sitios de desgaste con aire abrasivo y tratamiento ácido para los grupos de veinticuatro horas, por lo tanto, en los grupos de tres meses esta falla fue similar. La falla para los grupos en los que se incluyó el tratamiento con un agente silanizante fue predominantemente cohesiva.

**A. M. Díaz Arnold; R. L. Schneider y S. A. Aquilino (J. Prosthetic Dentistry:1989:61:305-9).**

De los tres sistemas probados, la mayoría de las fallas fueron cohesivas en porcelana no glaseada, la presencia del glaseado en la superficie de porcelana tiene una disminución significativa en la fuerza de unión.

**D. M. Wolf; J. M. Powers y K. L O'Keefe (Dent Mater:1992:8: 158-161).**

De los tres pretratamientos en los 4 grupos, todos mostraron una disminución en la fuerza de retención bajo condiciones de almacenamiento a las veinticuatro hora (después de su almacenamiento en agua y termociclaje), los más altos valores de retención fueron producidos por el arenador de partículas de óxido de aluminio de 50- $\mu\text{m}$  y la rugosidad producida con diamante, en cambio, el tratamiento con ácido fluorhídrico al 9.5% mostró fuerzas de retención menores, la mayoría de las fallas fueron adhesivas en el sistema de unión a veinticuatro horas; por otra parte, en el termociclaje, la mayoría de las fallas fueron cohesivas.

**Robert E. Rada (J. Prosthetic Dent:1991:65:348-50).**

Una de las variables que existen en la fabricación de porcelana están las fracturas que usualmente involucran desde una a varias porciones de la misma y, en casos específicos como este se recurrió a un tratamiento utilizando un agente de unión silano y grabado con ácido fluorhídrico durante 5 minutos, obteniéndose así un resultado muy eficiente.



## **IX. CONCLUSIÓN**

**El adhesivo multipropósitos Singlebond, presentó valores de fuerza de adhesión superiores en comparación con el adhesivo específico Clearfill Porcelain Bond.**

## X. LITERATURA CITADA

1. Appeldoorn, R. E., Wilwerding, T. M. & Barkmeier, W. W. (1993). **Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems.** *Journal of Prosthetic Dentistry.* 70:6-11.
2. Cochran, M. A., Burgess, J. O. & Robbins, J. W. (1992). **Tensile bond strengths of five porcelain repair systems.** *Operative Dentistry.* 13:162-167.
3. Diaz-Arnold, A. M., Wistrom, D. W., Alquino, Sa. & Swift, E. J. Jr. (1993). **Bond strengths of porcelain repair adhesive systems.** *American Journal Dentistry.* 6:291-294.
4. Glauco Fioranelli, Trojano de Mello Ferreira, *Et. al.* (1997). **Carillas Lamina (Soluciones Estéticas).** Ed. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, C.A. México.
5. Harry, F. Albers. (1998). **Odontología Estética.** Ed. Labor. S. A. Barcelona.
6. Kupiec, K. A., Wuertz, K. M., Barkmeier, W.W. & Wilwerding, T. M. (1996) **Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair.** *Journal of Prosthetic Dentistry.* 76:119-124.
7. Paul, S. Wright (Hons) *Et. al.* (1996). **Utilización Clínica de los Materiales Dentales.** Ed. Masson, S. A. México.
8. Phillips, R.W. (1998). **La Ciencia de los Materiales Dentales de Skinner.** 10ª ed. Ed. Interamericana-McGraw-Hill Editores, S. A. de C.V. México.
9. Rada, R. E. (1991). **Intraoral repair of metal ceramic restorations.** *Journal of Prosthetic Dentistry.* 65:348-350.
10. Robbins, J. W. (1998). **Intraoral repair of the fractured porcelain restoration.** *Operative Dentistry.* 23:203-207.
11. Tang, J. M., Gordon, S. R. & Sherman, R. (1989). **A method of repairing porcelain-fused-to-metal pontics.** *General Dentistry.* 37:44-46.
12. Vega, J. M. (1996). **Materiales en Odontología: Fundamentos Biológicos, Clínicos, Biofísicos y fisicoquímicos.** Ed. Avances Médico- Dentales. S. L. Madrid.
13. Wolf, D. M., Powers, Jm. & O'Keefe, K. L. (1992). **Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents.** *Dental Materials.* 8:158-161.

14. Zaldivar, P. M. (2000). **Influencia del Tratamiento de Fresado y Arenado a Superficies Metálicas (Ni-Cr y Ag-Pd) en la Adhesión a Resinas Compuestas.** Tesis. México D. F.
15. Zhukovsky, L. y Settembrini, L. (1996). **Repairing porcelain restorations intraorally: Techniques and materials.** *Compendium Contin Educ Dent.* 17 (1):18-30.