



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

FACTORES QUE DETERMINAN LA FUERZA DE
ADHESIÓN DE LOS DIFERENTES SISTEMAS
CERÁMICOS.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

CARMEN DIANA MARTÍNEZ SAN MARTÍN

TUTOR: Mtro. FRANCISCO JAVIER DÍEZ DE BONILLA CALDERÓN



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

Agradezco a mi familia por la motivación y apoyo a través de este camino; por siempre impulsarme sin importar cual fuere la meta. A mi madre por su amor y tolerancia; por siempre aconsejarme y compartir sus vivencias para guiarme. A mi padre por su apoyo, amor y enseñanzas que día a día me muestra. A mi hermano por siempre estar cerca y apoyarme inclusive en los momentos más difíciles.

A mi amor y mejor amigo Luis Alberto Meza Marroquín, por siempre estar presente brindándome lo mejor de ti y animándome a continuar rumbo a la meta. Gracias por impulsarme con todo tu corazón en mis proyectos. Te amo.

Gracias a mis amigos que de alguna forma han intervenido para lograr que yo llegase a esta meta: Abraham Ángel, Ana Macouzet, Alina Guillén, Guillermo Gómez, Eunice Rosas, Oscar Muñoz, Diego Hernández, Gloria Núñez, Sandra Flores, Ivonne Carrillo, Octavio Aguilar, José Luis Flores, Nancy Pérez. Les agradezco todo su amor y esfuerzos para aconsejarme y ayudarme en las adversidades; así como todas las increíbles experiencias que hemos vivido.

A mis pacientes por su confianza y colaboración a lo largo del desarrollo de mi carrera. Gracias a ustedes logré desarrollar mis habilidades prácticas para poder llegar a éste momento.

Agradezco a la vida por llevarme por este camino que me apasiona y me motiva a seguir creciendo.

Gracias a mis profesores que han compartido sus esfuerzos y sabiduría para engrandecer nuestra profesión sembrando en los estudiantes inquietudes por el conocimiento, investigación y preocupación por la sociedad; en especial a mi tutor el Mtro. Francisco Javier Díez de Bonilla Calderón por su guía en esta faceta final de mi carrera, a la Mtra. María Luisa Cervantes por sus esfuerzos, preocupación y consejos para todos sus alumnos del seminario y al Mtro. Fernando Tenorio Rocha que durante el servicio social me apoyó y mostró otro mundo en la odontología.

Gracias a la Universidad Nacional Autónoma de México por proporcionarme la oportunidad de ser parte de ella y las herramientas para seguir creciendo como individuo y poder retribuir a la sociedad éste gran regalo.

3.2 Concepto de adhesión.....	27
3.3 Componentes de los sistemas adhesivos.....	28
3.4 Clasificación de los sistemas de adhesivos.....	30
3.4.1 Generaciones de adhesivos.....	30
3.4.2 Por su acondicionamiento ácido.....	34
3.4.3. Por su sistema de activación.....	35
CAPÍTULO 4 ADHESIÓN A LA ESTRUCTURA DENTAL.....	36
4.1 Esmalte.....	36
4.2 Dentina.....	38
4.3 Adhesión a esmalte y dentina.....	39
4.3.1 Tratamiento adhesivo del sustrato adamantino.....	40
4.3.2 Tratamiento adhesivo a dentina.....	41
4.3.3 Grabado ácido.....	43
4.3.4 Barro dentinario “smear layer”.....	46
4.3.5 Formación de la capa híbrida.....	48
CAPÍTULO 5 MATERIALES CEMENTANTES DE LAS RESTAURACIONES DENTALES	
CERÁMICAS.....	51
5.1 Propiedades de los agentes cementantes.....	51
5.2 Tipos de cementos para la fijación de restauraciones libres de metal.....	55
5.2.1 Ionómero de vidrio.....	55
5.2.2 Ionómero híbrido o modificado con resina.....	55
5.2.3 Cementos resinosos.....	56
5.3 Métodos de cementación.....	58

5.3.1	Cemento de Ionómero de vidrio	58
5.3.2	Cementos resinosos	59
CAPÍTULO 6 FACTORES QUE DETERMINAN LA ADHESIÓN DE LAS		
RESTAURACIONES CERÁMICAS A LA ESTRUCTURA DENTAL		
6.1	Limpieza de la superficie dentaria	62
6.1.1	Desprotección de la dentina con hipoclorito de sodio	62
6.2	Porosidad de la superficie dentaria	64
6.3	Ángulo de contacto apropiado y buena humectación	64
6.4	Baja viscosidad del adhesivo y fluidez adecuada	65
6.5	Resistencia a la separación de fase	66
6.6	Solidificación del adhesivo	66
6.7	Efecto del cemento resinoso sobre la unión cerámica-resina	66
6.7.1	Tipo de curado	66
6.7.2	Módulo de elasticidad	66
6.7.3	Color del cemento resinoso	67
6.7.4	Espesor de película	67
6.8	Tratamiento de la superficie	67
6.8.1	Métodos de acondicionamiento químico	68
6.8.1.1	Grabado con ácido fluorhídrico (HF)	68
6.8.1.2	Substitutos del HF	69
6.8.1.3	Silanización	70
6.8.2	Métodos de acondicionamiento mecánico	71
6.8.2.1	Arenamiento	71

6.8.2.2 Irradiación con LASER.....	71
CAPÍTULO 7 FACTORES QUE DETERMINAN LA ADHESIÓN DE LAS CERÁMICAS	
DE ESTRATIFICACIÓN AL NÚCLEO CERÁMICO SUBYACENTE.....	73
7.1 Estrés compresivo residual.....	74
7.2 Cerámicas liner.....	74
7.3 Tratamiento de la superficie del núcleo por arenamiento.....	75
7.4 Recubrimiento del núcleo con sílica.....	75
CONCLUSIONES.....	77
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	79



INTRODUCCIÓN

La creciente necesidad de obtener rehabilitaciones protésicas dentales con altos grados estéticos, ha llevado a la odontología a desarrollar materiales restaurativos que se asemejen a la naturalidad del diente con fidelidad. Actualmente los materiales que logran con éxito éste mimetismo son las restauraciones realizadas en cerámica con núcleos libres de metal. Aunado a este desarrollo de materiales estéticos, surge la necesidad de asegurar la estabilidad de la adhesión de dichos materiales con la estructura dental y a su vez con el núcleo que las soporta.

El desarrollo de materiales adhesivos, así como cementantes cuenta con una historia vasta de materiales que han sido desarrollados a través del tiempo para ir satisfaciendo las necesidades de la odontología. En la actualidad estos materiales han alcanzado características complejas que permiten asegurar una adhesión de las restauraciones libres de metal estable y duradera; por otra parte la ciencia odontológica no sólo se preocupa por los resultados finales de los sistemas adhesivos y cementantes, sino que a su vez busca el desarrollo de materiales de uso sencillo y rápido para la comodidad del operador y el paciente reduciendo de manera dramática los tiempos de uso, y por tanto generando resultados más eficaces.

El tiempo ha demostrado que las restauraciones estéticas libres de metal presentan con mayor frecuencia el fenómeno denominado “chipping”; consiste en la separación de las cerámicas del núcleo estructural por microfracturas generadas en la interface de unión, circunstancia más difícil de observar en las restauraciones metalocerámicas actuales, por ello, después de un largo periodo de utilización y mejoramiento, se ha buscado obtener una mayor resistencia a dicho fenómeno. De este modo, los esfuerzos



científicos en el desarrollo de materiales restauradores libres de metal, se ven orientados a modificar y mejorar las características de las cerámicas al igual que el desarrollo de técnicas de fabricación, que propicien una mejor unión de las mismas a su núcleo y de esta forma poder mejorar su resistencia al chipping gradualmente, para lograr los resultados tan satisfactorios a los que se han llegado a alcanzar con las restauraciones metalocerámicas.



OBJETIVO

Identificar los factores determinantes de la fuerza de adhesión de los diferentes sistemas restauradores cerámicos.

CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES DE LAS CERÁMICAS EN EL USO ODONTOLÓGICO

1.1 La cerámica como biomaterial en odontología

La **cerámica** ha sido utilizada desde tiempos muy antiguos por el hombre. Aparece en el Neolítico. La invención de la **porcelana** (cerámica de mayor calidad y características) tiene lugar en China durante la dinastía Tang (618-906) y, tan pronto fue conocida en Europa, gozó de gran estima y se intentó su fabricación.

A principios del 1700's muchos regidores europeos gastaban grandes sumas en la importación de porcelana de China y Japón. Un ejemplo de ello es la colección del rey Augustus III de Polonia y electo de Sajonia, que actualmente se encuentra alojada en el museo de Zwinger en Dresden. En la fig.1 podemos apreciar una pequeña muestra de su colección del castillo de Charlottenburg en Berlín.



Fig.1 Colección de porcelana del rey Augustus III de Polonia y electo de Sajonia 1706. Castillo de Charlottenburg Berlín Alemania.



Entre los años 1604 al 1657 aproximadamente 3 millones de piezas fueron importadas de Asia a Europa. En 1700 aproximadamente 146 000 piezas de porcelana fueron descargadas en un puerto europeo, ésto debido a la insaciable demanda de porcelana china.

Una consecuencia a ésto fue el financiamiento de la investigación hacia el “descubrimiento” de porcelana en Europa. Grandes mandatarios interesados en su fabricación como lo fueron Augusto III rey de Polonia y electo de Sajonia y la familia Medici en Florencia Italia, que independientemente fueron financiando investigaciones para el desarrollo de una porcelana Europea que alcanzara las características de dureza, translucidez y sonoridad de la porcelana china desarrollada 1100 años antes. Entre finales del 1600's y principios del 1700's surgen los primeros ejemplos de investigación financiada por los estados en Francia y Alemania. Un ejemplo que se vuelve importante para la odontología son las investigaciones del conde Walther Von Tschirnhaus para desarrollar los recursos minerales de Sajonia en nombre de Augusto III. Von Tschirnhaus sometía minerales a altas temperaturas (1436°C aprox.) poniéndolos bajo grandes lentes de aumento que formaban un horno solar. Por otra parte al mismo tiempo en Berlín (en ese tiempo estado germánico de Prusia) Johann Friedrich Böttger que alcanzaba el nivel de boticario, realizaba trucos para entretener y atraer a las personas disolviendo metales base provenientes de monedas y mezclándolos con “Arcanum de la piedra filosofal” obteniendo como resultado al enfriarse en moldes oro puro. Böttger es llevado de Berlín a Dresden donde es puesto como prisionero a trabajar bajo la supervisión de Von Tschirnhaus para perfeccionar la producción de oro que duró tres años sin éxito y que le costó a Augusto III una fortuna. Experimentando con sus lentes de aumento Von Tschirnhaus se dio cuenta que mientras la arena y el alabastro (óxido de calcio) no se fundían por separado lo hacían juntos. El producto resultante de esta reacción era muy parecido a la porcelana. Lo que



se había descubierto era el uso de un fundente que baja el punto de fusión de los componentes a intermedio permitiendo la fusión de la arena de sílica. Tiempo después Böttger mezcló alabastro con arcilla, ya que se sabía que la arcilla era ingrediente esencial de la porcelana china teniendo éxito. En 1708 se mostraron las primeras piezas de porcelana en la feria de Leipzig y se inició su producción para la venta en 1710. Böttger pronto sustituyó el alabastro por el feldespato como fundente lo que produjo una porcelana al nivel de las porcelanas triaxiales chinas e introdujo el vidrio feldespático que posteriormente se volvería el ingrediente principal de las porcelanas estéticas en odontología. Esta reacción a alta temperatura de la arcilla rica en caolín y feldespato produce un vidrio que contiene cristales en forma de agujas de mulita.

No obstante de que Sajonia trató de mantener el monopolio de la porcelana, el secreto de su fabricación fue propagado ya sea por espionaje industrial y/o envidias de la porcelana de Meissen. Para 1776 la fabricación de porcelana era tema de un documento de revisión entregado en la Academia de ciencias de París ¹.

La introducción de la porcelana en Odontología tiene lugar con Alexis Duchâteau (1714-1792), un farmacéutico parisino que movido por los problemas de sus prótesis de marfil con el olor y las tinciones, intentó hacer una prótesis dentaria de porcelana en la fábrica de porcelanas de Guerhard. Éste sólo consiguió resultados satisfactorios al asociarse a un dentista de París: Nicolas Dubois de Chémant. Fue Dubois de Chémant quien, después de que Duchâteau perdiera el interés por los dientes de porcelana una vez obtenidas sus nuevas dentaduras, trabajó activamente perfeccionando la invención. Modificó dos veces la composición de la pasta mineral original para mejorar su color y estabilidad dimensional, y para mejorar la sujeción de los dientes a la base también de porcelana. En 1788 publicó sus



descubrimientos en folletos que reunió en la *Disertación sobre dientes artificiales* publicada finalmente en 1797.

En 1789 Dubois de Chémant presentó su invento a la *Académie des Sciences* y la facultad de medicina de la Universidad de París, recibiendo de Luis XVI una patente. En 1792 para escapar de la Revolución Francesa viajó a Inglaterra donde solicitó y le fué concedida una patente inglesa de 14 años para la manufactura exclusiva de lo que él denominaba “dentaduras de pasta mineral”, también llamados “dientes incorruptibles”. El revolucionario invento de Dubois de Chemant, de las prótesis completas de porcelana, tenía el problema de que la cocción de una sola vez producía encogimiento y distorsión. Es Giuseppangelo Fonzi (1768-1840), quien presentó sus prótesis llamadas “incorruptibles terrometálicas” en 1808, a una comisión científica del Ateneo de Arte y la Academia de Medicina de París. Fonzi creó modelos en los que construía dientes individuales de porcelana. Antes de cocerlos se introducía un poste de platino debajo de cada diente y éste, después, se soldaba a la base de plata u oro de la prótesis. Posteriormente otras técnicas mejoraron los dientes de Fonzi.

En Inglaterra Claudius Ash, un orfebre que empezó a fabricar dientes de porcelana fina en 1837, pocos años más tarde introdujo el “diente tubo” que podía insertarse por un tubo en la dentadura; su uso se extendió para puentes y prótesis completas. En 1851, John Allen de Cincinnati patentó los “dientes de encía continua”, prótesis que consistía en dos o tres dientes de porcelana fundidos en un pequeño bloque de porcelana coloreado como la encía.

En el último cuarto del siglo XIX, los dentistas americanos toman la iniciativa mundial en la introducción de nuevas técnicas. En 1880, el Dr. Cassius M.



Richmond patentó un diente de porcelana soldado a un sostén de oro. Cuatro años después, el Dr. Marshall Logan, dentista de Pensilvania, patentó una corona construida enteramente de porcelana excepto una clavija metálica incorporada dentro antes de cocerla. A pesar de que ni las coronas de Richmond ni las de Logan podían colocarse sin desvitalizar el diente natural y secar la corona, representaron un importante avance, ya que la porcelana es un material mucho más estético que el metal. Charles Henry Land (1847-1919), dentista de Detroit que había estado experimentando con porcelana, había diseñado y patentado, en 1888, un método de hacer incrustaciones de porcelana en una matriz de lámina delgada de platino. No tuvo mucho éxito por ser de aplicación limitada y su ajuste no era el ideal, porque la porcelana seguía siendo difícil de fundir. Cuando en 1894 se inventa el horno eléctrico y en 1898 la porcelana de baja fusión, Land hace una aportación fundamental a la prótesis al construir la corona de porcelana sobre una matriz de platino. Hacia 1901 el método de fundir porcelana a altas temperaturas se había perfeccionado, y en 1903 Land introdujo su fuerte y estética corona de porcelana en la profesión.

En la década de 1880 William H. Taggart (1855-1933), dentista de Freeport en Illinois, concibe el método de la incrustación colada a la cera perdida, consiguiendo incrustaciones de oro ajustadas con precisión cuando perfecciona su sistema y patenta su máquina de colar en 1907.

En la década de 1960 se introducen las coronas de porcelana unidas con metal, permitiendo a los dentistas construir amplias y estéticas prótesis fijas. Estas coronas han sustituido a las populares coronas de oro con acrílico, ya que el acrílico con el tiempo se desgasta, exponiendo el oro subyacente. Pero la funda de porcelana individual todavía tiene su utilidad, sobre todo desde la invención de la porcelana de alúmina, material más fuerte y menos quebradizo.



Con la introducción de las resinas reforzadas y la técnica del grabado del esmalte en 1955, por Michael Buonocore, entre otras cosas, permite adherir finas carillas de porcelana en dientes antiestéticos, evitando la necesidad de construir coronas enteras. Más adelante, en la década de 1980, aparecen las cerámicas coladas^{1,2}.

1.2 Composición de las cerámicas

La calidad de cualquier porcelana depende de la selección de sus componentes, de la correcta proporción de cada uno de ellos y del control del proceso de cocción. Sólo los ingredientes más puros se utilizan para la fabricación de porcelana dental debido a los exigentes requisitos de color, tenacidad sin fragilidad, insolubilidad y translucidez así como también las características deseables de resistencia mecánica y expansión térmica.

Las cerámicas, desde la más fina porcelana hasta la loza, están compuestas esencialmente por los mismos materiales, estando las diferencias principales en la proporción de los componentes primarios y en los procedimientos de cocción. Los componentes son feldespato (75-85%), sílice (cuarzo o pedernal) (12-22%) y caolín (arcilla) (3-5%). Se agregan a menudo otros compuestos como potasa, soda, o cal para obtener propiedades especiales.

1.2.1 Feldespato

Los feldespatos son el mineral que más comúnmente aparece en la formación de rocas y constituye el 50-60% de la corteza terrestre. La estructura de los feldespatos pertenece al marco de los silicatos, los cuales derivan del SiO_2 , en el cual los iones Si_{4+} son reemplazados por iones Al_{3+} y la valencia es equilibrada por iones Na_+ , K_+ o Ca_{2+} .

Típicamente representativos de esta categoría usados en la fabricación de las cerámicas dentales son el feldespato potásico, feldespato sódico y



feldespato resultantes de una mezcla de ambos. En su estado mineral el feldespato es cristalino y opaco, con un color indefinido entre el gris y el rosa. Químicamente es un silicato de aluminio y potasio ($K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$). Al ser calentado, se funde a $1300\text{ }^{\circ}C$, se hace vidrioso y, a menos que sea sobrecalentado, mantiene su forma sin redondearse, propiedad conveniente para mantener la forma durante la cocción.

El hierro y la mica son impurezas que se encuentran dentro del feldespato. De éstos es importante eliminar el hierro, ya que los óxidos metálicos actúan como fuertes agentes colorantes de la porcelana. El proceso se realiza triturando el feldespato y después de conseguir un polvo muy fino que es tamizado, este polvo se vibra a lo largo de planos inclinados con bordes magnetizados por inducción, así se elimina el hierro contaminante y el feldespato está listo para ser utilizado.

1.2.2 Sílice

La sílice es otro componente importante de la porcelana. Para la porcelana dental se utilizan los cristales puros de cuarzo (SiO_2), no así en otras porcelanas, en las que se emplea el pedernal. En el cuarzo puede haber pequeñas cantidades de hierro como en el feldespato y se deben eliminar. La preparación es similar a la del feldespato, pero a diferencia de éste, la sílice se tritura hasta conseguir partículas lo más pequeñas posibles. La sílice permanece inalterada a las temperaturas utilizadas para la cocción de la porcelana. Ésto es lo que confiere estabilidad a la masa durante el calentamiento y hace de armazón de los otros componentes.

1.2.3 Caolín

El caolín ($Al_2O_3-SiO_2-2H_2O$) se produce en la naturaleza por la acción de los factores meteorológicos sobre el feldespato, como resultado de los cuales las aguas ácidas eliminan el silicato de potasio soluble. En este proceso el



residuo queda depositado sobre los márgenes y en el fondo de las corrientes de agua en forma de arcilla. Sólo las arcillas y caolines más puros se utilizan en porcelana.

Se prepara por lavados repetidos con agua hasta que se ha logrado separar todo material extraño. La arcilla se deja sedimentar y después de secada y tamizada se tiene listo para ser utilizado un polvo casi blanco. El caolín le confiere opacidad a la porcelana. Al mezclarse con agua se hace pegajoso y contribuye a que la masa de porcelana se pueda trabajar y moldear. Al calentarse a altas temperaturas se adhiere al armazón constituido por las partículas de cuarzo y se contrae considerablemente.

1.2.4 Pigmentos

Los pigmentos colorantes que se agregan a la mezcla de porcelana se conocen con el nombre de “fritas”. Estos polvos se añaden en pequeñas cantidades para obtener las delicadas tonalidades de color necesarias para imitar a los dientes naturales. Se preparan triturando conjuntamente óxidos metálicos con vidrio y feldespato, fundiendo la mezcla en un horno y volviendo a triturar la combinación hasta obtener un polvo.

Los pigmentos metálicos utilizados son: el óxido de titanio para obtener tonos marrón-amarillentos, el óxido de uranio para color amarillo-anaranjado, el manganeso para color grisáceo, el óxido de hierro para el marrón, cobalto para el azul, óxido de cobre para el verde, óxido de níquel para el marrón y óxido de cromo para el verde. La fluorescencia antes se daba a través del óxido de uranio, pero debido a la radiación ha sido substituido por tierras lantánidas para conseguir el mismo efecto. El óxido de estaño se utiliza para aumentar la opacidad³.



CAPÍTULO 2 CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS CERÁMICOS

Las cerámicas dentales se pueden clasificar según la temperatura de fusión, la naturaleza química de sus componentes o por el sistema de procesado.

2.1 Clasificación en función de su temperatura de fusión

La temperatura de fusión ha sido la forma clásica de clasificar las cerámicas, y según esto distinguimos cinco tipos de cerámica:

Cerámicas de ALTA FUSIÓN (1280-1390 °C): Son propias de la industria, y se utilizan para la confección de dientes artificiales prefabricados para las prótesis removibles. Suelen tener importantes cambios dimensionales.

Cerámicas de MEDIA FUSIÓN (1090-1260 °C): Propias del laboratorio junto con las de baja y muy baja fusión, éstas son empleadas para realizar las coronas Jacket sobre lámina de platino.

Cerámicas de BAJA FUSIÓN (870-1065 °C): Destinadas a las técnicas de recubrimiento estético del metal en las coronas y puentes de metal-cerámica. En las técnicas metalocerámicas, es muy importante que los rangos de fusión de la cerámica y el metal estén alejados, para evitar la deformación del metal subyacente. Son las más empleadas.

Cerámicas de MUY BAJA FUSIÓN (660-780 °C): Utilizadas en la técnica de metal-cerámica como recubrimiento de aleaciones de titanio u oro de baja fusión (tipo IV). Solas permiten la confección de *inlays* y *onlays* de cerámica. Las razones por las que se aconseja utilizar temperaturas cada vez más bajas son: disminuir los cambios dimensionales térmicos, adecuación a la aparición de nuevos materiales (titanio), usar porcelanas de baja fusión para el glaseado, y el ahorro energético.

Cerámicas a temperatura ambiente : Son cerámicas que se transforman o “procesan” en clínica a temperatura ambiente, o ya vienen listas para usar.



Durante el proceso industrial requieren ser tratadas con calor, pero no pasan por las manos del técnico de laboratorio y es el clínico quien las adapta, coloca y retoca sin que la porcelana sea transformada (Sistema Sonicsys, CAD-CAM, brackets cerámicos)³.

2.2 Clasificación según la naturaleza química del material

Las cerámicas dentales se pueden clasificar en tres clases en función de la naturaleza química del principal constituyente:

2.2.1 Cerámicas feldespáticas/ cerámicas con predominio vítreo

Las cerámicas dentales con mejores propiedades ópticas semejantes a las del esmalte y la dentina son materiales predominantemente vítreos.^{1,2,4} Los vidrios son entramados tridimensionales de átomos que no presentan patrones regulares en el espacio entre ellos, debido a esto su estructura es amorfa. Los vidrios en las cerámicas dentales derivan principalmente de un grupo de minerales denominados feldespatos teniendo como componentes básicos a la sílica (óxido de silicón) y la alúmina (óxido de aluminio), por esta razón las porcelanas feldespáticas pertenecen a la familia de vidrios aluminosilicatos.

Los vidrios con base en feldespato son resistentes a la cristalización (desvitrificación) durante la fusión, presentan amplios rangos de fusión y son extremadamente biocompatibles^{1,2}. En los vidrios feldespáticos el entramado tridimensional de los puentes formados por la unión silicón-oxígeno-silicón se encuentra roto ocasionalmente por cationes modificadores tales como el sodio y el potasio que proveen de carga de balance a átomos de oxígeno que no ha formado puentes con átomos de silicón. Estos cationes modificadores alteran propiedades importantes de los vidrios como por ejemplo: reducir las temperaturas de fusión o aumentar la respuesta a la expansión y/o contracción térmica¹.



Los fabricantes utilizan pequeñas cantidades de partículas de relleno para controlar los efectos ópticos de opalescencia, color y opacidad. La mayoría de las cerámicas de recubrimiento vienen a la par con su cerámica subestructural ⁴

Podemos distinguir dos subcategorías:

- La cerámica feldespática clásica destinada al recubrimiento estético de las subestructuras.
- La cerámica feldespática con partículas de relleno de alto contenido en leucita las cuales describiremos separadamente.

2.2.1.1 Cerámicas feldespáticas con partículas de relleno de leucita

Se añaden partículas de relleno a la composición del vidrio base con la finalidad de mejorar las propiedades mecánicas y controlar los efectos ópticos tales como: opalescencia, color y opacidad. Estos rellenos son usualmente cristalinos pero puede tratarse también de partículas de vidrio de fusión más alta. Dichas composiciones basadas en dos o más entidades denominadas “fases”, son formalmente conocidas como composites, un término en odontología usualmente reservado para referirse a los composites de resina. Pensar en las cerámicas dentales como composites es un concepto de gran ayuda y simplicidad. Al clasificar las cerámicas según su partícula de relleno, el porcentaje del mismo, razón por la cual las partículas fueron añadidas y como dichas partículas se unen al vidrio, evita caer en complejidad y confusión.

Los primeros rellenos utilizados en las cerámicas dentales contenían partículas de un mineral cristalino llamado leucita. Este relleno se añadió para conferirle a las porcelanas la propiedad de poder ser fundidas sobre aleaciones metálicas. La leucita tiene un coeficiente de

expansión/contracción térmica muy alto ($20 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) comparado con el de los vidrios feldespáticos ($8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Las aleaciones dentales tienen coeficientes de expansión/contracción cerca de los 12 a 14 ($\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Añadiendo aproximadamente de 17 a 25 % de masa de relleno leucita al vidrio base dental se crean porcelanas que son térmicamente compatibles con las aleaciones dentales durante la fusión. Los sistemas de restauraciones metal-cerámicas desarrolladas en los años de 1962 actualmente son utilizados para fabricar el 70 al 80% de las prótesis fijas.

Además de la conducta de expansión/contracción térmica existen dos grandes beneficios de la leucita como partícula de relleno: 1) La leucita fue elegida por tener un índice de refracción muy cercano al de los vidrios feldespáticos, una característica importante para mantener la translucidez. 2) la leucita puede ser grabada mucho más fácilmente que el vidrio base por lo que es ventajoso para la adhesión con cementos resinosos creando una unión micromecánica (fig.2) ^{1,2}.

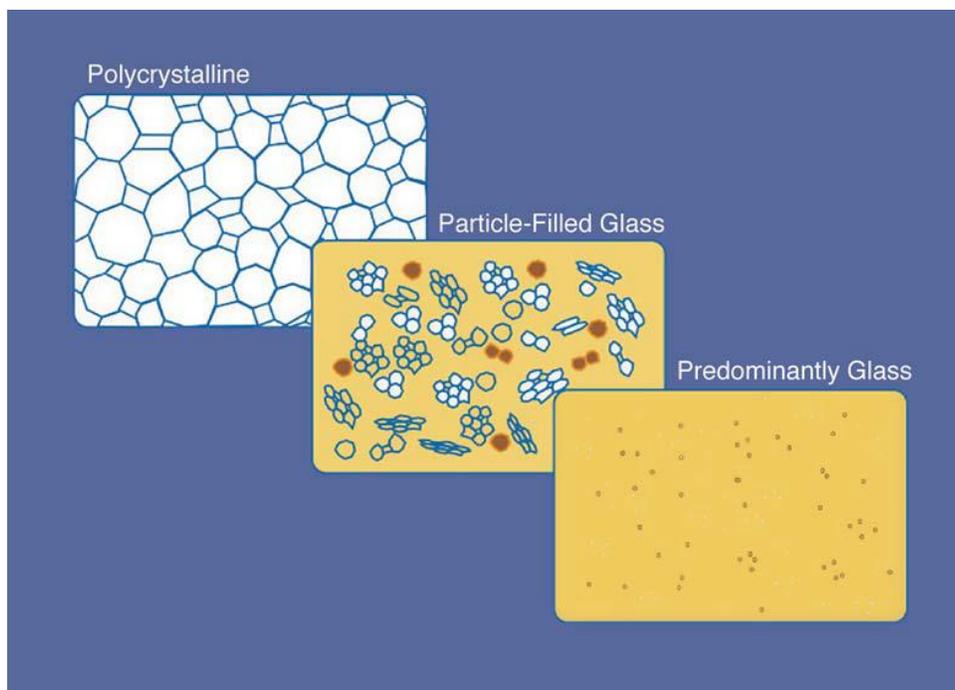


Fig. 2 Representación esquemática de las tres clases básicas de cerámicas dentales.

2.2.2 Vitrocerámicas

Las vitrocerámicas son cerámicas cuyas partículas de relleno se forman dentro de ellas mismas, después de formar el objeto vítreo. Éste es sometido a un tratamiento térmico especial causando la precipitación y el crecimiento de cristales dentro del vidrio. Debido a que estos rellenos derivan químicamente de los átomos del propio vidrio éste se ve también modificado por dicha reacción. El sistema Dicor de la casa Dentsply fue el primer sistema de cerámica vítrea disponible. Contenía relleno de partículas de mica cristalina¹. Más recientemente se desarrolló una cerámica vítrea con partículas de relleno de disilicato de litio (IPS Empress 2, ahora e.maxPress y e.maxCAD de Ivoclar Vivadent) al 79% del volumen total de la cerámica.

Otra familia de cerámicas con partículas de relleno es aquella donde el relleno son cristales de alúmina, aluminato de magnesio, o una mezcla de 70% alúmina y 30% zirconia^{4,5}.

2.2.3 Cerámicas policristalinas

Las cerámicas policristalinas no contienen vidrio. Todos sus átomos se encuentran empacados en formaciones cristalinas regulares a través de las cuales es mucho más difícil que se propague una fractura de lo que lo es en los entramados menos densos e irregulares de los vidrios. Debido a esto las cerámicas policristalinas son mucho más resistentes y fuertes que las cerámicas a base de vidrio. Las restauraciones de cerámicas policristalinas con un buen sellado no eran posibles antes de la incorporación del CAM (Computer Aided Manufacturing)(fig.3)².



Fig.3 Proceso de fresado de restauraciones por medio del sistema CAD-CAM.

Estos sistemas 3D usan un paquete de datos que representan ya sea a la preparación dental o al modelado de cera de la estructura deseada. El sistema usa los datos almacenados para crear un dado agrandado sobre el cual se esparcirá polvo cerámico o esculpirá una pieza de volumen agrandado a partir de un bloque maquinizado de polvo de cerámica parcialmente sinterizado, que posteriormente será fundido. Algunos de estos sistemas en el mercado son: ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Cercon Zirconia, Densply Prosthetics; Lava Zirconia, 3M ESPE; Vita In-Ceram YZ, Vita Zahnfabrik. Ambas técnicas tienen éxito debido al estricto control del tamaño de partícula y densidad de empacamiento de los polvos cerámicos ya que gracias a esto se puede predecir con exactitud la contracción de los mismos volviéndose de manejo cotidiano y exacto (fig.4)^{1,4}.



Fig.4 Restauraciones de zirconia estratificadas. Se puede observar su translucidez.

2.2.4 Cerámicas subestructurales

El desarrollo de cerámicas de alta resistencia para estratificación de las prótesis totalmente cerámicas puede presentarse como una transición hacia el aumento del porcentaje de volumen de material cristalino reduciendo así la cantidad de vidrio y poco después sin presencia alguna de vidrio. En 1965 John Mc Lean reportó el refuerzo del vidrio feldespático añadiendo partículas de óxido de aluminio, el mismo año que la compañía General Electric aplicó esta tecnología (refuerzo por dispersión de los vidrios) a los aislantes para los cables de alta tensión. A finales de los 1980's se descubrió un método que aumentaba el contenido de óxido de aluminio significativamente del 55% al 70%. El método consistía en sinterizar levemente el polvo de alúmina y después infiltrar la alúmina aún porosa con vidrio, lo que daba como resultado un composite tridimensional donde la alúmina y el vidrio eran continuos a lo largo de la cerámica. No obstante de que contenía solo el 70% de volumen de óxido de aluminio In Ceram Alumina, Vita, esta cerámica presenta una resistencia y fuerza idéntica a muchas cerámicas policristalinas de alúmina al 100%.

La disponibilidad de polvos cerámicos iniciadores altamente predecibles y controlables así como la aplicación de las computadoras al procesamiento de las cerámicas permitieron el uso práctico de las cerámicas policristalinas en la confección de prótesis fija. A diferencia de las cerámicas vítreas, las cerámicas policristalinas no pueden ser simplemente inyectadas en moldes de mayor tamaño para compensar la contracción de enfriamiento. Las cerámicas policristalinas se forman a partir de polvos que sólo pueden ser empacados al 70% de su densidad debido a ésto las cerámicas policristalinas se contraen un 30% en volumen cuando se hacen muy densas. Para la buena confección y sellado de la prótesis es necesario predecir dicha contracción y compensarla. Los polvos iniciadores que pueden

ser empacados uniformemente son un prerequisite para alcanzar una contracción predecible y reproducible.

Actualmente se inyecta óxido de aluminio u óxido de Zirconio sobre un núcleo sobre contorneado y predeciblemente comprimido durante la sinterización para convertirse en una corona o núcleo de sellado exacto (fig.5)^{1,2,5}.



Fig.5 Núcleos y restauraciones monolíticas de zirconio fresadas por sistema CAD-CAM antes de la sinterización final.

CAPÍTULO 3 ADHESIÓN

3.1 Antecedentes de la adhesión en odontología

Los sistemas adhesivos han ido evolucionando a partir de la aportación de Michael Buonocore quien en 1955 propuso el tratamiento del esmalte con su técnica de grabado con ácido ortofosfórico al 85% para promover la adhesión en el esmalte.

En 1952 Mc Lean y Kramer mostraron que dicho ácido aumentó la adhesión a la dentina a través de la penetración a la estructura dentaria de la resina formando una capa intermedia que muchos años después fue llamada zona híbrida, es ese momento se consideraba que existía una unión química. Los resultados no fueron del todo satisfactorios y muchas restauraciones fracasaron a corto plazo.

Rafael Bowen desarrolló la resina BIS-GMA en 1962 que Newman y Sharpe modificaron más tarde en 1966 eliminando virtualmente su relleno cerámico disminuyendo su viscosidad y así logrando su unión al esmalte surgiendo el primer adhesivo dental.

En 1965 se empezó a distribuir Cervident que se colocaba después de un acondicionamiento con ácido cítrico el cuál removía el barrillo dentinario y abría los túbulos dentinarios permitiendo la entrada de los materiales restauradores. Los resultados no fueron buenos y las restauraciones fallaban en poco tiempo.

Boyde et al. denominaron "Smear Layer" a la capa formada a consecuencia de la preparación dentaria consistiendo principalmente en detritus y dentina desorganizada.

Fusayama y sus colaboradores, tomando en cuenta la idea de eliminación del barrillo dentinario y el concepto de Smear Layer, publicó en 1980 un estudio en el cual observaron que utilizando ácido fosfórico al 40% durante



30 segundos simultáneamente en esmalte y dentina aumentaba significativamente la fuerza de adhesión. Por esta aportación son considerados los pioneros del acondicionamiento total.

Los adhesivos para esmalte y dentina han evolucionado vertiginosamente durante los últimos años; desde adhesivos de 2 o más pasos hasta los actuales sistemas autoacondicionantes ^{6,7}.

3.2 Concepto de adhesión

Podemos definir a la adhesión como la unión o atracción entre moléculas o átomos de dos materiales de diferente naturaleza. Es importante diferenciar la adhesión de la cohesión que es la atracción entre moléculas de igual naturaleza. El fenómeno de adhesión puede ocurrir por mecanismos físicos, mecánicos, químicos o por una combinación de éstos. La adhesión en odontología se presenta al unir un sustrato sólido (estructuras dentales) con el biomaterial de restauración; manifestándose la adhesión en la interfaz diente-restauración. En dicha interfaz se producen fuerzas que las mantienen fijas de forma permanente.

Las formas en que se presenta la adhesión pueden ser: físicas y químicas.

La adhesión física es la que se logra por traba mecánica entre las partes a unir, esta puede ser:

- **Macromecánica:** Es la requerida por las restauraciones no adhesivas, lograda mediante el diseño cavitario.
- **Micromecánica:** Es la adhesión física propiamente dicha producida por dos mecanismos:
 - Efecto geométrico: Se refiere a las irregularidades presentes en las superficies sólidas en contacto. Al penetrar un adhesivo



líquido o semilíquido y endurecer entre ellas las trabará. Se produce por el fresado o grabado ácido.

- Efecto reológico: Es el fenómeno que se presenta cuando endurece y se contrae un semisólido o semilíquido sobre una superficie sólida, ajustándose a dicha superficie y terminando por adherirse sobre ella.

La adhesión química o específica es la que se logra exclusivamente por reacción química entre dos superficies en contacto. Logra fijar permanentemente la restauración al diente y sellar a su vez los túbulos dentinarios impidiendo la microfiltración y problemas derivados^{7,8}.

3.3 Componentes de los sistemas adhesivos

Los sistemas adhesivos se componen de tres partes básicas que pueden estar separadas o juntas. Estas son: un agente grabador de esmalte o de esmalte y dentina, un acondicionador de tejidos o primer y el adhesivo propiamente.

- **Ácido acondicionador de esmalte y/o dentina:** Por lo general es ácido fosfórico a una concentración entre el 15% y 37% cuya función en esmalte es la de producir una desmineralización selectiva creando microrugosidades o microporos, para que dentro de ellos pueda penetrar el adhesivo que al endurecer se trabará micromecánicamente. En la dentina su principal objetivo es retirar el smear layer y desmineralizar la estructura colágeno intertubular.
- **Primer:** Se entiende por primer o imprimador a las resinas monoméricas hidrófilas que se comportan como una molécula bifuncional (hidrófila e hidrófoba). Por medio de su extremo hidrófilo se une al colágeno de la dentina por traba micromecánica y por su extremo hidrófobo se une al sistema resinoso de restauración o cementación mediante una reacción

química. Se componen por una resina hidrófila ,de bajo peso molecular (HEMA,PENTA, NTG-GMA) , disuelta en un solvente que puede ser acetona, etanol, agua o sin disolventes. Este imprimador al impregnar las fibras colágenas expuestas forma la capa híbrida.

Además de monómeros y solventes algunos imprimadores pueden contener elementos fotosensibles para ser fotoactivados. Estos elementos pueden ser: canforoquinona, lucerina, fenil-propenediol y óxido acril-fosfino. También se pueden incorporar rellenos como óxidos metálicos para facilitar la transición estética restauración-diente.

En los sistemas autograbantes (self-etch) están presentes ácidos orgánicos débiles para lograr un grabado dentario y promover una adhesión por integración del smear layer.

- **Adhesivo:** Es un plástico líquido con o sin relleno cerámico, que tiene como objetivo unirse por un lado al imprimador y por otro al composite de restauración o cemento resinoso. Su parte orgánica está basada en la molécula de Bowen (Bis-GMA) y/o un dimetacrilato de uretano. Ambas moléculas presentan buena fluidez, fácil manejo así como propiedades físico mecánicas adecuadas para su función. La función del adhesivo a nivel dentinal es la de unir al imprimador con el compuesto resinoso.

El adhesivo debido a su naturaleza de polímero se contrae por lo que esta condición se contrarresta agregando rellenos minerales. Se han agregado cargas cerámicas para reducir la carga de monómero. Algunos rellenos utilizados en los adhesivos son: dióxido de silicio, vidrio de bario, vidrio de estroncio, trifluoruro de iterbio.

Junto a los monómeros y los rellenos minerales, los adhesivos tienen en su composición elementos fotosensibles, quimiosensibles, pigmentos, preservativos y estabilizadores.

3.4 Clasificación de los sistemas de adhesivos

3.4.1 Generaciones de adhesivos

Desde sus inicios los adhesivos dentinarios han mostrado una evolución rápida y por tanto gran variación en su composición, características y presentación comercial. Los adhesivos esmalte-dentina han pasado de la primera y segunda generación de sistemas adhesivos hacia la sexta y séptima generación. Los sistemas más modernos de la sexta y séptima generación no requieren grabado ácido y comparados con las generaciones anteriores son menos sensibles a la técnica y tiene como resultado una menor sensibilidad post-operatoria.

La primera generación (1970) buscaba la unión por medio de la quelación del agente adhesivo con el calcio componente de la dentina. Aunque había penetración tubular ésta contribuía escasamente a la retención del material restaurador. Estaban constituidos por cianoacrilatos para la unión química al colágeno de la dentina y por NPG-GMA para unirse al calcio de la dentina. Su resistencia de unión era de aproximadamente 2 a 3 MPa. Los productos en el mercado eran: Cervident-SS White, Creation Bond-Dent-Mat.

En 1976 Fusayama experimentaba con un adhesivo que contenía Bis-GMA y el monómero éster fosfórico Phenyl- P que fue lanzado en 1977 con la denominación de Clearfil Bond System (Kuraray).

En la segunda generación (finales 1970) estaban constituidos por ésteres cloro fosforosos unidos al calcio de la dentina y isocianatos para unión química al colágeno de la dentina. Estos productos intentaban usar la capa residual (smear layer) como sustrato para la adhesión. Ésta capa se unía a la dentina subyacente con escasa fuerza de 2 a 8 MPa. Lo que hacía necesaria una preparación cavitaria retentiva. Las restauraciones con márgenes en dentina presentaban una gran microfiltración y las restauraciones en dientes posteriores ocasionaban gran sensibilidad post-



operatoria. Su estabilidad a largo plazo no era buena presentando un fracaso al cabo de un año mayor al 30%. Los productos que salieron al mercado fueron: Scotchbond-3M, Universal Bond – Caulk, Dentin Bonding Agent-Ivoclar.

Los adhesivos de la tercera generación (finales 1980) tenían en común su acción sobre el smear layer, en mayor o menor grado, para facilitar la penetración de los monómeros resinosos bifuncionales. A final de los años 80 aparecieron dos sistemas de doble componente: Imprimador (primer) y adhesivo. Se caracterizaban por que la manipulación requería múltiples pasos. Requería grabado ácido de la dentina, unión química usando (NPG-PMDM, 4-META, HEMA, Oxalatos), y unión química al colágeno de la dentina. Tenían una resistencia de unión de 8 a 15 MPa.; este incremento en su fuerza de adhesión disminuyó la necesidad de retención de las preparaciones cavitarias. Las lesiones por erosión y abrasión pudieron ser tratadas con preparaciones mínimas dando comienzo a la odontología conservadora. Se redujo la sensibilidad post-operatoria en dientes posteriores. La tercera generación fue también la primera generación en adherirse tanto a la estructura dental como a metales y cerámica. Su aspecto negativo fue su corta longevidad. Los productos comerciales disponibles fueron: All-Bond- Bisco, C&B Meta Bond-Parkell, Clear Fill Bond- J. Morita, Gluma- Bayer, Mirage Bond-Chamaleon, Scotchbond 2- 3M, Tenure-Den-M.

A finales de los 1980 surgió la cuarta generación con los adhesivos grabe y lave de 3 pasos. Su innovación consistió en incorporar al sistema un tercer compuesto denominado primer. Un compuesto promotor de la adhesión sumado al acondicionador y al adhesivo; siendo estos sus tres componentes que los caracteriza.

Utilizaban ácido fosfórico y eran llamados sistemas de grabado total o sistema de grabe y lave. El imprimador penetraba y aumentaba el mojado de



la capa colágena remanente creando una capa híbrida colágeno resina, se producían microporosidades del esmalte y la fuerza de adhesión era aproximadamente de 17 a 25 MPa. en la dentina. Disminuyó la sensibilidad post-operatoria. Se empezó a optar por restauraciones de resina en posteriores en lugar de amalgamas.

Ésta generación se caracteriza por el proceso de hibridación en la interfase dentina-resina compuesta. Esta hibridación es el remplazo de la hidroxiapatita y el agua de la superficie dentinal por resina. Esta resina en combinación con las fibras de colágeno remanente constituyen la capa híbrida. El grabado total y la adhesión a la dentina húmeda, conceptos desarrollados por Fusayama y Nakabayashi en Japón en los años 80 e introducidos en Estados Unidos por Berlotti y popularizados por Kanca; son las grandes innovaciones de la cuarta generación de adhesivos ⁶.

Los adhesivos de la quinta generación utilizan el grabado ácido con ácido fosfórico y se les llama también sistemas de grabe y lave, pero el imprimador viene mezclado con el adhesivo. Se designan como adhesivos de un solo frasco, de unión húmeda, no se mezcla, y se dice que no hay sensibilidad postoperatoria. Estos materiales presentan buena adhesión a esmalte, dentina, metales y cerámica, pero lo más importante y que las caracterizan es que sólo presentan un componente sin necesidad de mezclado y por tanto menos probabilidad de error. Su fuerza de adhesión es de 20 a 25 MPa. Son adecuados para todos los procedimientos dentales excepción de su uso en conjunto con cementos de resinas autocurables y resinas compuestas autocurables. Estos adhesivos son los más populares en la actualidad por ser fáciles de usar y de resultados predecibles. La sensibilidad post operatoria ha sido reducida considerablemente.

La difusión de la sexta generación comienza a mediados de los años 90. No requieren el uso de ácido fosfórico y por tanto no requieren lavarse. El

imprimador es autograbador. Su fuerza de adhesión es de 7 a 28 MPa. en esmalte y de 16 a 35 MPa. en la dentina. Se identifican por haber unido en un solo componente a la triada: acondicionador, primer y adhesivo, aunque en realidad esa unión se produce hasta el momento de su aplicación ya que se presentan ya sea en blisters de dos cámaras, en dos frascos, o un líquido en un frasco que se mezcla con el iniciador impregnado en torundas de esponja.

Los encontramos de dos tipos:

- **Tipo 1:** Viene en dos frascos, un frasco con acondicionador e imprimador ácido combinados y otro con el adhesivo. Se coloca el imprimador ácido y luego el adhesivo.
- **Tipo 2:** Puede presentarse en dos frascos o unidosis. Usa agua como solvente, el primer autograbador se mezcla con el adhesivo y luego se aplica.

Los adhesivos de la séptima generación se empiezan a distribuir a principios del 2000 no se mezclan y se aplican en un solo paso.

A finales del 2002 fue dado a conocer el producto i Bond de la casa Kulzer. Éstos adhesivos vienen en un solo frasco, no se mezclan, son fotocurables, tienen agua como solvente, en esmalte no preparado pueden requerir grabado ácido; su fuerza de adhesión es de 18 a 28 MPa. en esmalte y dentina. Mejora sustancialmente la sensibilidad postoperatoria a casi cero^{6,7,8}.(Fig.6)

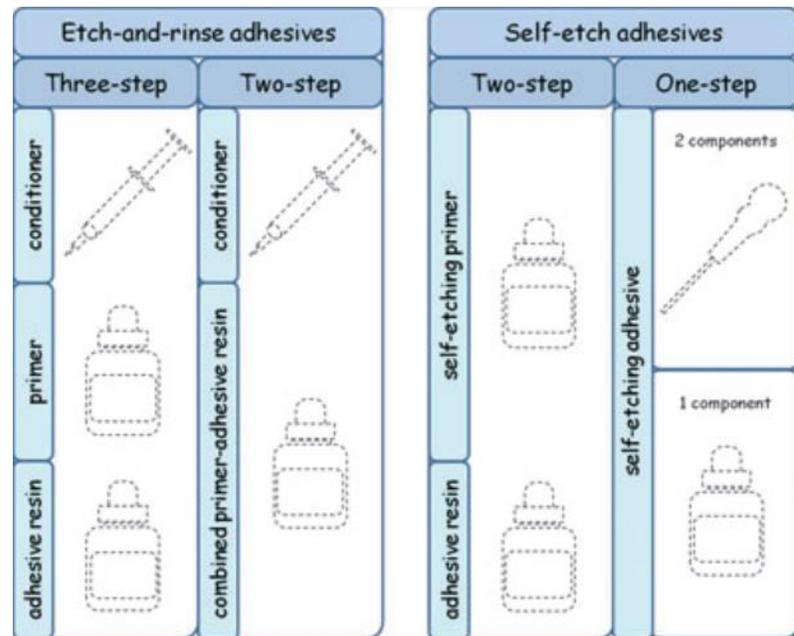


Fig.6 Presentación de adhesivos de la sexta y séptima generación de acuerdo al número de pasos de aplicación y sus componentes⁹.

3.4.2 Por su acondicionamiento ácido

- **Con acondicionamiento previo:** Son los adhesivos de la cuarta y quinta generación. Requieren de grabado de la estructura dental con ácido fosfórico en concentraciones del 30 al 37%. La desmineralización producida por el ácido fosfórico puede llegar más allá de la zona de difusión e impregnación del adhesivo, es por esto que se desarrollan los adhesivos autoacondicionadores.
- **Autoacondicionadores:** Se basan en sustancias capaces de actuar como acondicionadores y primers simultáneamente. Se trata de moléculas de ésteres de alcohol bivalente con ácido metacrílico o fosfórico como por ejemplo el fenil-P. Estas moléculas se copolimerizan con otros monómeros como el HEMA. Los primer autoacondicionadores tienen diferentes valores de pH. Los adhesivos



autoacondicionadores de pH más bajo 1.0 son efectivos también en el esmalte sin preparar. Mientras que los de pH menos ácido 2.0 solamente lo son en esmalte biselado. Así que es importante tomar en cuenta esta característica. La desmineralización y la infiltración del adhesivo se realizan al mismo tiempo y evitando una capa desmineralizada sin infiltrarse el adhesivo. La reducción del paso de grabado ácido economiza tiempo y limita la posibilidad de errores de manejo.

3.4.3. Por su sistema de activación

Los sistemas de adhesivos presentan diferentes formas de activación: fotoactivación, activación dual, activación química. Se debe tomar en cuenta que la quimioactivación forma compuestos que pueden provocar cambio de color, mientras que los adhesivos fotoactivados no ³.



CAPÍTULO 4 ADHESIÓN A LA ESTRUCTURA DENTAL

4.1 Esmalte

El esmalte del humano es el único tejido hipermineralizado derivado del ectodermo que recubre y protege los tejidos conectivos subyacentes integrados en el iso-sistema dentino-pulpar.

Se puede definir también como un tejido micro-cristalino, micro-poroso, anisotrópico, acelular, avascular, aneural, de alta mineralización y de extrema dureza, que presenta como característica su única forma de reaccionar ante cualquier cosa física, química o biológica.

Estas propiedades determinan que el esmalte no posea poder regenerativo, siendo éste afectado por la desmineralización ácida (caries, erosiones y acondicionamiento ácido) por el estrés oclusal, por la acción de pastas, sustancias abrasivas y por traumatismos, pudiendo producirse en él fenómenos de remineralización, pero nunca de reconstitución como sucede en otros tejidos ectodérmicos del organismo.

Las células que se encargan de formar el esmalte, los ameloblastos, involucionan y desaparecen durante el proceso de erupción por medio de apoptosis (muerte celular programada) por lo que después de la erupción no hay crecimiento ni aposición del esmalte.

Posee un porcentaje muy elevado de matriz inorgánica, 96% constituida por cristales de Hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH}_2)$) formados por fosfatos y carbonatos de calcio, también presenta oligoelementos tales como potasio, magnesio, hierro, flúor, manganeso, cobre, entre otros. Presenta un bajo porcentaje de matriz orgánica 0.36-2% formada por proteínas, tales como amelogeninas, enamelinas, ameloblastinas o amelinas, tuftelina paralbúmina



y polisacáridos. Del 3-5% está constituido por agua, se localiza en la periferia del cristal formando la capa de hidratación o capa de agua absorbida.

En su parte externa se encuentra en relación directa con la cavidad oral y con su parte interna con la dentina. A nivel del borde incisal o cuspídeo el espesor del esmalte es mínimo. Su espesor disminuye en la porción cervical. Su espesor máximo (2-3 mm) se encuentra en las cúspides y bordes incisales que son zonas de gran impacto masticatorio.

La unidad estructural básica del esmalte son los prismas, que están compuestos por cristales de hidroxiapatita los cuales tienen distinta orientación, y se componen a su vez por unidades básicas de asociación iónica llamadas células unitarias que presentan una configuración química y cristalográfica también de forma hexagonal que en sus vértices contienen calcio y en su centro un grupo OH y entre los iones de calcio se localizan iones de fosfato.

El espesor promedio de los prismas de esmalte es de 4 mm, su longitud es mayor que el espesor del esmalte debido a que tiene un trayecto sinuoso desde la conexión amelodentinaria hasta la superficie del esmalte. El diámetro de los prismas varía de 4-10 nm. El número de prismas varía de 5-12 millones dependiendo del tamaño de la corona.

Esta estructura aportará un sustrato adamantino adhesivo diferente según la sección o dirección de las paredes cavitarias y la necesidad o no de efectuar un bisel de unión o de protección para lograr mecanismos de adhesión.

El escaso material inorgánico se encuentra en la periferia del prisma y se denomina vaina de los prismas la cual es una zona muy delgada de 50-100 nm, presenta un disminuido número de cristales, por lo tanto se encuentran muy separados y por consecuencia la vaina tiene una mayor elasticidad que el prisma.

También existe el denominado esmalte aprismático en el cual no hay presencia de prismas. Se localiza en la superficie externa del esmalte prismático con un espesor de 30 nm, éste está presente en los dientes deciduos y en los dientes permanentes en las regiones cervical y en zonas de fosas y fisuras, este tipo de esmalte los cristales de hidroxiapatita se encuentran paralelos entre si y perpendiculares a la zona externa.

La estructura y las propiedades físicas del esmalte son factores que deben conocerse y representarse al efectuar cualquier tratamiento restaurador que se realice sobre él.

4.2 Dentina

La dentina está compuesta por una matriz o red entrecruzada de fibras colagenosas glicosaminoglicanos, proteoglicanos y factores de crecimiento en una proporción en peso de 18%, por cristales de hidroxiapatita en un 70% y agua en un 12%.

La dentina, contrariamente, al esmalte es un tejido conectivo mineralizado de origen mesodérmico, que contiene los procesos celulares de los odontoblastos, con elevado contenido de materia orgánica y agua, con una dureza semejante al tejido óseo, encargado de transmitir los estímulos térmicos, químicos y táctiles, transfiriéndolos por distintos mecanismos a los receptores del plexo nervioso subodontoblástico otorgándole a la pulpa dentaria una información rápida y efectiva.

Micromorfológicamente ésta posee diversos túbulos que mantiene la comunicación con el tejido pulpar, siendo rellenos parcialmente por los procesos odontoblásticos. El número y diámetro de los túbulos varía según la proximidad con la pulpa, su localización en el diente y la edad del paciente.

La dentina superficial presenta un número de 20,000 túbulos/mm² de diámetro con aproximadamente 0.9 nm de diámetro, la dentina media 29,000 túbulos/mm² con cerca de 1.2 nm de diámetro, y la dentina profunda 45,000



túbulos/mm² con 2.5 nm de diámetro. Cuanto más cerca estén de la pulpa, mayor será la permeabilidad de la dentina y su humedad intrínseca. Circunscribiendo cada túbulo esta la dentina peritubular, que es extremadamente mineral. Localizada entre los túbulos se encuentra la dentina intertubular que esta esencialmente constituida por fibras colágenas envueltas por cristales de apatita.

La materia orgánica está compuesta principalmente por colágeno tipo 1 en un 90% ésta es sintetizada por los odontoblastos y la pre dentina forma las fibras. Se han encontrado también pequeñas proporciones de otros tipos de colágeno: III en la dentina peritubular, IV en momentos iniciales de la odontogénesis, V y VI en distintas regiones de la pre dentina. Además del colágeno se han encontrado proteínas semejantes a las existentes en el hueso.

Los cristales de hidroxapatita de la matriz inorgánica que conforman la dentina son más pequeños y delgados que los del esmalte, tienen mayor similitud que los encontrados en el tejido óseo. Sus dimensiones son de 36 nm de longitud, 25 nm de ancho y 10 nm de alto. Su orientación es paralela a las fibras de colágeno y se disponen entre las fibras y dentro de las mismas. Además de la hidroxapatita existe una cantidad de fosfatos amorfos, carbonatos, sulfatos y oligoelementos, tales como flúor, cobre, hierro, zinc, magnesio, entre otros. Además de calcio como reservorio para la formación de cristales de hidroxapatita ⁷.

4.3 Adhesión a esmalte y dentina

La adhesión a esmalte y dentina es un mecanismo básico para la unión al sustrato dentario y conlleva diversos pasos.

4.3.1 Tratamiento adhesivo del sustrato adamantino

La adhesión a esmalte requiere:

- **Superficie biselada:** Se deben de considerar la dirección de las varillas adamantinas y el espesor de las paredes de la preparación cavitaria para obtener micro-retención en los elementos dentarios, como paso previo de los sistemas adhesivos.
- **Activación del sustrato adamantino y superficie de alta energía:** En 1955, Buonocore, comunica que las soluciones de ácido fosfórico al 85% aplicada al esmalte aumentaban considerablemente la retención de las resinas acrílicas al tejido adamantino. La acción fundamental de un ácido débil o fuerte, aplicada sobre una base, como el esmalte consiste en: limpiar y activar la superficie del tejido, desmineralizar y disolver la matriz inorgánica de las varillas adamantinas. Estas características posibilitan la humectación del tejido.

Para lograr adhesión a esmalte es imprescindible que la superficie del sustrato adamantino esté: libre de impurezas que se puede lograr mediante cepillado con agentes abrasivos, mediante el grabado o acondicionamiento adamantino, que presente una elevada energía superficial y posea un alto poder de humectación entre adhesivo y sustrato, por lo que el adhesivo, con el cual se va a unir debe tener baja tensión superficial y compatibilidad fisicoquímica.

Los mejores resultados se han obtenido mediante el tratamiento con ácidos, y los más utilizados son las soluciones de ácido fosfórico en concentraciones entre 15% y 37%.

- **Humectación-imprimación y compatibilidad:** El esmalte acondicionado permite la humectación por imprimación dentro de los microporos de un monómero resinoso, que una vez polimerizado conformará los microtags

de retención micromecánica con la obtención de un híbrido resina-esmalte llamado *hibridación adamantina*.

La imprimación y la compatibilidad físico-química se logran cuando el adhesivo es de baja tensión superficial, característica molecular de los líquidos y el sustrato tiene alta energía superficial como en los sólidos.

El cambio registrado a nivel de la formulación de los adhesivos a esmalte y dentina basados en monómeros hidrófilo-hidrófugos y sistemas de auto acondicionamiento, hacen que la adhesión a este tejido sea más adecuada y con posibilidades de unión a zonas como la capa avarillar o aprismática.

4.3.2 Tratamiento adhesivo a dentina

El primer intento para lograr un agente adhesivo corresponde a Hagger en 1951, trabajando para Amalgamated Dental Co., desarrolló el GPDM o ácido glicerofosfórico de metacrilato. Con la idea del acondicionamiento ácido de los tejidos dentales Kramer y Mclean en 1952, mostraron que el GPDM aumentaba la adhesión a la dentina por penetración superficial y formación de una capa intermedia ahora llamada *capa híbrida*.

La adhesión a dentina requiere de:

- **Superficie activa y de alta energía superficial:** Las superficies pueden ser acondicionadas para crear una de alta energía, por mecanismos semejantes a los aplicados al esmalte mediante ácidos en alta concentración, pero dada las características estructurales del tejido y su dinamismo biológico dichas áreas podrían activarse con el empleo de ácidos débiles en baja concentración y monómeros ácidos.
- **Superficie imprimible y humectable por el adhesivo:** Para obtener estos objetivos es necesario efectuar la activación superficial del sustrato



dentinario y la obtención de una superficie de alta energía a través del acondicionamiento total o simultaneo de esmalte y dentina o por la aplicación de adhesivos auto acondicionadores.

El primer tiene como efectos fundamentales activar o auto activar superficialmente a la dentina a través de ácidos débiles en baja concentración y de monómeros acídicos e imprimir la dentina intertubular.

Un adhesivo auto acondicionador tiene la función de disolver el smear layer, activar y auto acondicionar la dentina imprimando las fibras de colágeno dentinario y formar sales por reacción ácido-base.

Actualmente existen sistemas adhesivos que proporcionan el acondicionamiento total o simultaneo de esmalte y dentina con eliminación de smear layer y que a su vez contienen primers con uno o más ácidos débiles en bajas concentraciones y monómeros acídicos, no declarados.

- **Interfaz sellada u obliterada permanentemente:** La función fundamental de un agente adhesivo dentinario es unirse a la dentina, obliterando los túbulos dentinarios, efectuando el sellado del medio interno, evitando la filtración y la percolación marginal, la reinserción de caries y la sensibilidad postoperatoria. El sellado de la interfaz no depende únicamente del sustrato y del sistema adhesivo, también puede ser influenciado negativamente por:
- **Factor de configuración cavitaria:** Una restauración ideal debería mostrar una adaptación de la interface con el sustrato sin interrupciones o cracks. Sin embargo durante la ejecución de una restauración adhesiva se desarrollan grandes fuerzas, por la contracción de polimerización, creando un nivel de estrés importante en la estructura y la obturación.

- **Contracción de los sistemas resinosos:** Dentro de los factores negativos de los más importantes son: la técnica de la aplicación y espesor de la capa de la resina de obturación, la cantidad, tamaño y distribución de las partículas de la fase inorgánica de los sistemas resinosos y rango de emisión de la luz de foto polimerización puede ser reducida disminuyendo el rango de emisión lumínica de la fuente de polimerización a menos de $180\text{mW}/\text{cm}^2$.
- **Compatibilidad físico-química y biológica:** La mayoría de los prospectos comerciales de los adhesivos dentinarios indican que es necesario desmineralizar dentina con ácidos en alta concentración, para lograr adhesión a través de la capa de hibridación y los resin tags.

Sin embargo ningún prospecto comercial de los agentes adhesivos dentinarios recomiendan la utilización de los ácidos acondicionadores en alta concentración o sobre dentina profunda o la pulpa misma sino que exalta el valor de la protección pulpar con hidróxido de calcio o ionómero de vidrio^{7,9}.

4.3.3 Grabado ácido

El grabado ácido se constituye en un mecanismo que proporciona una vía directa de entrada para las sustancias adhesivas hacia el complejo dentino-pulpar ya que aumenta la permeabilidad. El acondicionamiento ácido abre los túbulos dentinarios y permite que la resina pueda ingresar en ellos, permitiendo la formación de resin tags, mecanismo de acción de este procedimiento.

- **Unión química a los componentes orgánicos de la dentina:** La porción orgánica de la dentina está compuesta principalmente de colágeno con aminoácidos terminales que pueden unirse a diferentes compuestos. El agente adhesivo que presenta mayor efectividad para

unirse con las fibras colágenas es una mezcla entre hidroxietilmetacrilato (HEMA) y glutaraldehído.

- **Unión química a los componentes inorgánicos de la dentina:** El mecanismo de adhesión probablemente involucra interacciones iónicas entre componentes orgánicos (agentes adhesivos) con iones de calcio o el fosfato que se encuentran en la superficie dentinal.
- **Precipitación de la superficie:** Al utilizar distintas técnicas adhesivas se pueden evidenciar capas inorgánicas precipitadas de esmalte y dentina. Se cree que estos precipitados facilitan la unión química y mecánica de diferentes resinas a la estructura dental, sin embargo, nuevas investigaciones indican que durante el acondicionamiento ácido se forman micro retenciones en la superficie dentinal, que son de mayor importancia clínica que la precipitación de ésta superficie.

El tratamiento que se realiza a nivel del esmalte dentinario para lograr adhesión busca fundamentalmente una unión micro mecánica de la resina a este tejido.

Este tratamiento fue evolucionando en términos de la concentración del ácido a ser utilizado, y del tiempo que éste debería dejarse actuar. En la década de los años 50 el profesor Buonocore propuso la utilización del ácido fosfórico al 85%, en los 70 y 80 el ácido fosfórico debe utilizarse entre 30 y 40% y dejarlo actuar de 10 a 30 segundos; de acuerdo con Silverstone una solución de ácido fosfórico al 30% aplicada sobre el esmalte por 30 segundos produce una pérdida superficial de 10 micrones y penetra una profundidad de 20 micrones. A finales de los 90 fueron sugeridos otros ácidos en la preparación del esmalte como: el ácido nítrico al 2.5%, cítrico, maleico, pirúvico, láctico, EDTA al 10%, e inclusive el ácido fosfórico en bajas concentraciones (10%).

La activación de la superficie del sustrato se puede lograr eficientemente a través del acondicionamiento adamantino con ácido fosfórico al 15, 32, 35,



37 y 40 % dando lugar a la formación de micro poros y microsurcos. De la misma forma actúan sobre el tejido adamantino tallado con distintos tipos de instrumentos rotatorios como fresas y/o piedras.

Cuando el ácido desmineraliza los cristales de hidroxiapatita de la cabeza o el cuerpo de la varilla adamantina se obtiene el patrón de acondicionamiento tipo I; cuando el ácido actúa sobre los cristales de hidroxiapatita del cuello o del extremo caudal se produce un patrón de acondicionamiento tipo II.

Cuando el tiempo de acondicionamiento pasa los 15 segundos se produce un patrón de acondicionamiento tipo III caracterizado por una mayor pérdida de tejido superficial. Este tipo de acondicionamiento no tendría suficiente capacidad para retener micro mecánicamente en forma efectiva a los sistemas adhesivos basados en monómeros hidrófugos.

La eficacia de la unión a la dentina depende principalmente de la retención micro mecánica promovida por la retención de la resina en la dentina parcialmente desmineralizada. Para cumplir con estos requisitos, hay dos estrategias:

- **Acondicionamiento ácido (grabado total):** tiene por finalidad retirar totalmente la capa de barrillo dentinario producida durante la preparación cavitaria y disolver parcialmente la hidroxiapatita, el tiempo de acondicionamiento varía en función del ácido empleado. Existen dos formas distintas en las que se puede definir la descalcificación que producen los acondicionadores del sustrato dentinario:
 - Modo I: ocurre cuando la descalcificación de la dentina peritubular se limita a la apertura del túbulo, causando un ligero ensanchamiento de su dimensión original.

- Modo II: se presenta cuando la dentina peri tubular y la dentina intertubular, son desmineralizadas desde adentro de la apertura de los túbulos dentinarios.
- **Auto acondicionamiento:** Los procedimientos de aplicación son técnicamente más simples, pues no abarca etapas de lavado del ácido y retirada del exceso del agua (la parte sensible del grabado con ácido fosfórico). En relación a la aplicación clínica se puede decir que el primer ácido de este grupo trabaja con la dentina seca y no con ella húmeda como en el grabado total.

Los acondicionadores de auto grabado incorporan parcialmente la capa de barrillo proporcionando desmineralización simultánea e infiltración durante la aplicación del primer ácido.

La utilización de estos sistemas adhesivos se fundamenta en la formación de la capa híbrida. Las fibras de colágeno pueden permanecer expuestas cuando se utiliza el acondicionamiento ácido previo a la aplicación del monómero hidrófilo, esas fibras no envueltas por monómero podrían sufrir degradación en condiciones clínicas. Los adhesivos auto condicionantes fueron creados para evitar este problema y reducir el tiempo clínico debido a la reducción de las etapas^{7,9}.

4.3.4 Barro dentinario “smear layer”

Esta capa fue descrita por Boyde y col. 1963 y su composición fue estudiada por Erick y col. 1970, demostrando que se estaba integrada en su composición por fosfatos de calcio y materiales orgánicos. Brannstron 1984, lo divide en dos capas muy bien diferenciadas, externa o “smear on” que es amorfa e interna “smear in” formada por partículas menores que son forzadas en el interior de los túbulos dentinarios.

El smear layer está compuesto principalmente por compuestos triturados, entre ellos hidroxiapatita tanto del esmalte como de la dentina, y colágeno alterado; sin embargo en su composición también se pueden observar, saliva, sangre, células muertas. Su espesor oscila entre los 0.5 y 6.5 μm y los smear plugs de 4.5 a 8.6 μm .

Existen investigaciones que demuestran que el smear layer, es la encargada de proteger a la pulpa y, químicamente, tiene una composición similar a la dentina. Algunos autores argumentan sobre las ventajas de la preservación de esta capa, pues podría actuar como una barrera de difusión, disminuyendo la permeabilidad de la dentina. Pashley y sus colaboradores comprobaron la capacidad de smear layer de disminuir la permeabilidad de la dentina en un 86%. Brannstorn observó en la smear layer la presencia de bacterias viables que podrían inducir al fracaso de la restauración ⁷. (Fig.7)

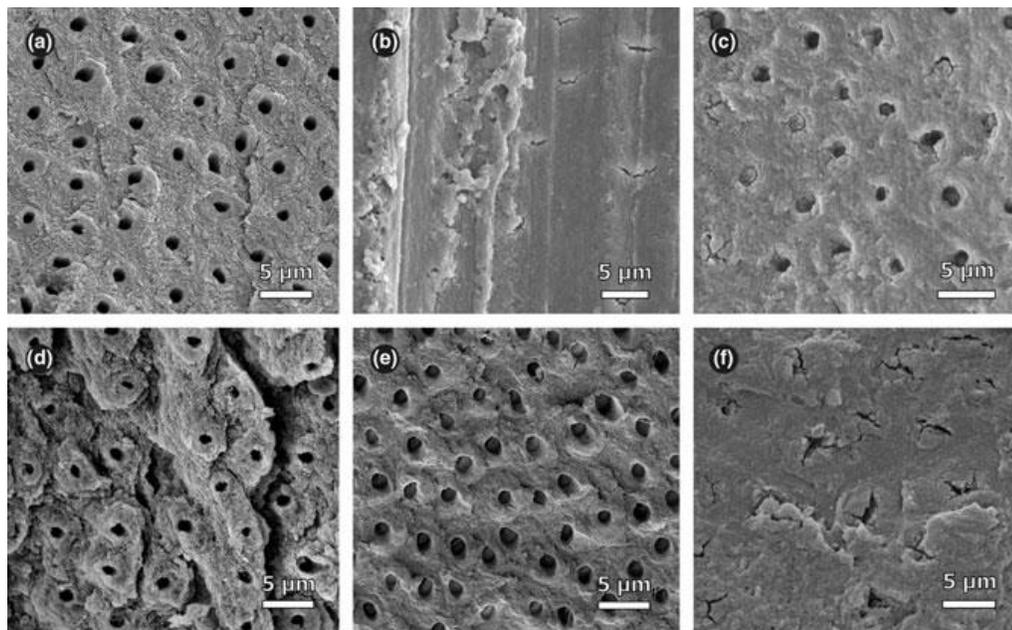


Fig.7 Fotomicrografías de SEM de muestras de dentina después de la preparación cavitaria con diferentes técnicas donde se puede observar "smear layer" en mayor o menor proporción: a) dentina después de fractura, b) dentina preparada con fresa de diamante, c) dentina preparada por medio de ultrasonido con punta de diamante d) dentina preparada con LASER Er: YAG laser (31.5 J/cm², 200 mJ, 10 Hz, 100 ls), e) dentina después de la eliminación de caries quimio-mecánica con Carisolv, f) dentina preparada mediante sono-abrasión con punta de diamante⁹.

4.3.5 Formación de la capa híbrida

El término fue propuesto por primera vez por Nobuo Nakabayashi en 1982, para caracterizar la creación de la capa que se forma cuando la dentina es forzada por la infiltración de la resina.

Esta capa es el resultado del proceso de difusión e impregnación de monómeros dentro de la sub-superficie de la dentina pre tratada como sustrato y polimerización.

Mecanismos de la formación de la capa híbrida:

- La capa de detritus dentinaria, se remueve por medio de la aplicación de ácidos o agentes quelantes del calcio que descalcifican la capa superficial de la dentina a cierta profundidad.
- La descalcificación de la dentina intertubular expone un residuo proteínico de fibras de colágeno.
- La efectiva aplicación de primers que contengan monómeros hidrofílicos, puede alterar o modificar el posicionamiento de las fibras de colágeno, así como su elasticidad y humectabilidad.
- La aplicación de monómeros, ensancha los espacios intertubulares del colágeno, levantando la maraña de las fibras de colágeno para mantener y sostener su nivel original.

La creación de una capa híbrida, durable, insoluble y resistente a los ácidos, es fundamental para el proceso de adhesión a la estructura dental. El obtener esta capa híbrida ha demostrado ser una vía adecuada para sellar la interface y eliminar la micro filtración.

La remoción de la capa de detritus dentinaria por la acción de agentes acondicionadores de la dentina y la consecuente preparación de las fibras de colágena de la dentina con productos que contienen monómeros hidrofílicos



(primers), son dos pasos necesarios y muy importantes para poder generar las condiciones necesarias para establecer la creación de la capa híbrida.

Teóricamente todo el colágeno está expuesto por la aplicación de un acondicionador ácido que se infiltra por el adhesivo. Polimerizado el adhesivo pasaría a la fase mineral, involucrando y protegiendo las fibras colágeno de la degradación por ácido o hidrólisis. Otros factores relacionados con la red de colágeno también pueden afectar o influir en la adhesión a la dentina. Cuando la dentina es acondicionada, y la red de colágeno es expuesta la dentina no debería ser muy reseca después de la retirada del agente acondicionador. La sensibilidad de la red de colágeno expuesta a las condiciones en el medio (secado, humedad excesiva, posibilidad de hidrólisis) ha llevado a buscar alternativas en la técnica. Existiendo 3 maneras para ello:

- El acondicionamiento ácido, con la retirada total del smear layer y la aplicación de una resina adhesiva hidrófila, para la formación de la capa híbrida.
- Una segunda alternativa a través de la aplicación de primers ácidos que disolverían el smear layer, penetrarían a través de ella y formarían una capa híbrida en la superficie de la dentina.
- Acondicionamiento ácido para enseguida hacer la retirada completa del colágeno expuesto con hipoclorito de sodio, buscando una adhesión fundamentada en principios físicos de retención micro mecánica a lo semejante que ocurre con el esmalte.

Actualmente se están planteando la unión resina-dentina. Mediante el uso de sustancias que destruyen el colágeno (hipoclorito de sodio, colagenasa, otros) se elimina toda la fase orgánica superficial de tejido vital, dejando allí sólo los minerales dentinarios y pretendiendo unir el adhesivo a esta

estructura. Se forma así un nuevo mecanismo de unión: resina fase-mineral dentinaria^{7,8,9}. (Fig.8)

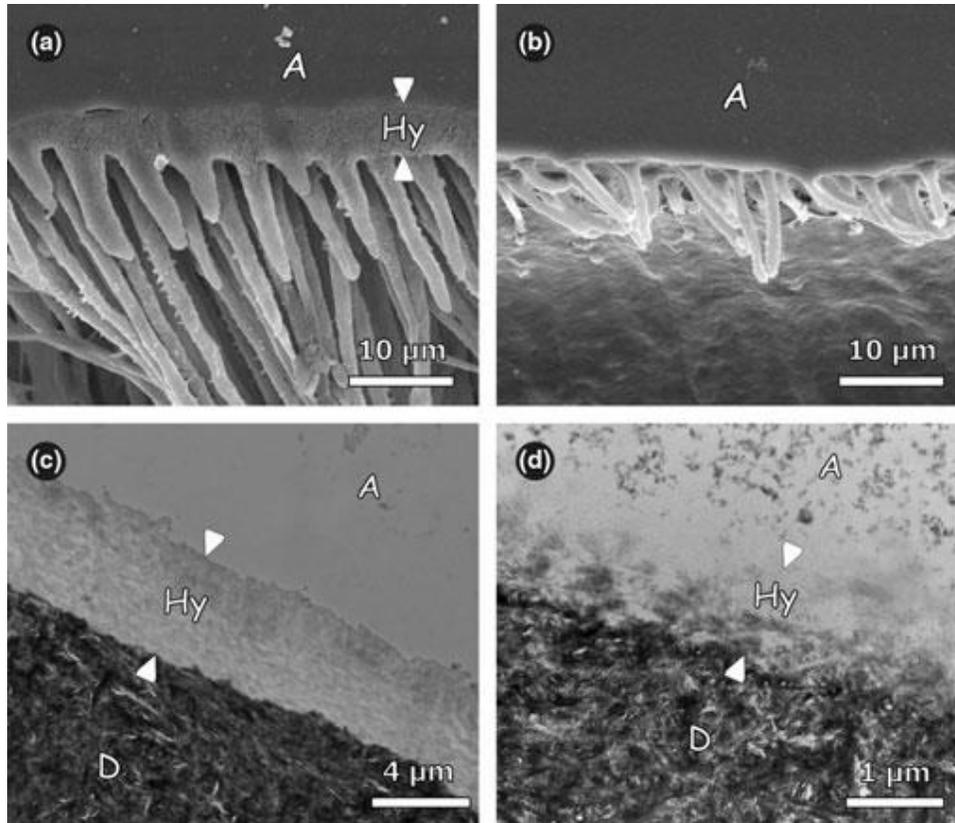


Fig.8 Fotomicrografías de SEM donde se muestra la capa híbrida de muestras de dentina unida a diferentes adhesivos. Donde A se refiere al adhesivo, Hy a la capa híbrida y D a la dentina. Se pueden observar diferencias en el espesor de la capa híbrida formada: a) Adhesivo de dos pasos, grabe y lave, Single Bond (3M ESPE); se observa una espesa capa híbrida e interdentaciones “tags” de adhesivo bien definidas, b) Adhesivo de dos pasos autograbable (Clearfil SE Bond, Kuraray) con acidez intermedia; se observa una capa híbrida casi imperceptible y tags de resina cortas, c) Imagen de TEM de la interface de unión entre el adhesivo de tres pasos, grabe y lave, Adper Scotchbond Multi Purpose (3M ESPE) y la dentina se puede observar una profunda desmineralización de la capa híbrida de aproximadamente 4 µm, d) Se observa una capa híbrida relativamente más delgada a comparación de la de la imagen anterior con una desmineralización parcial provocada por el ácido débil del adhesivo autograbador Clearfil SE Bond. Nótese que las fibras de colágena quedaron protegidas por hidroxapatita especialmente en la mitad inferior de la capa híbrida en las muestras a) y d)⁹.



CAPÍTULO 5 MATERIALES CEMENTANTES DE LAS RESTAURACIONES DENTALES CERÁMICAS

5.1 Propiedades de los agentes cementantes

Los agentes cementantes deben rellenar la interface entre el diente preparado (soporte) y la restauración (retenedor), evitando que ésta se llene de bacterias que consecuentemente, lleve a la degradación del soporte. Así un agente cementante ideal debería tener características de resistencia y ser insoluble.

Según Shillingburg: los mecanismos de retención de una restauración sobre un diente preparado pueden ser divididos en unión mecánica, micro mecánica y adherencia molecular.

Como unión mecánica: está el cemento de fosfato de zinc que no presenta adherencia molecular, fijando la restauración por introducirse en pequeñas irregularidades de la superficie del diente y de la restauración.

Como unión micro mecánica podemos citar los cementos resinosos que presentan resistencia a la tensión, variando entre 30 y 40 MPa (cinco veces mayor que el cemento de fosfato de zinc) y cuando son utilizados sobre una superficie irregular pueden crear una unión micro mecánica eficaz (esta superficie irregular puede ser producida a través del acondicionamiento del ácido).

Como unión por adherencia molecular participan fuerzas físicas (bipolares, Van der Wals) y químicas (iónicas, covalentes) entre las moléculas de dos sustancias diferentes. Los cementos de policarboxilato e ionómeros poseen algunas cualidades adhesivas.

Biocompatibilidad: Según Lewis et al. los materiales actualmente disponibles demuestran buen comportamiento biológico aunque pueden ser detectados algunos efectos adversos. Sus principios activos no producen



sobre la dentina ningún proceso inflamatorio irreversible que pueda alterar a la pulpa. En cuanto a los cementos resinosos, depende del grado de conversión de los monómeros durante la polimerización, las molestias de sensibilidad postquirúrgica pueden ocurrir debido a la incompleta polimerización de los mismos.

Adhesión: Phillips y Skinner consideran que el fenómeno de la adhesión es el principal factor para la reducción de las microfiltraciones. Deben presentar la posibilidad de poder unirse químicamente y micromecánicamente a la estructura dentaria garantizando así la longevidad de la restauración. Los cementos resinosos adhesivos demostraron un aumento de retención cuando se compararon a los cementos de fosfato de zinc, ionómero de vidrio y resinosos convencionales.

Resistencia traccional: La cualidad mecánica más importante que deben presentar estos agentes cementantes es una alta resistencia a la tracción, para que la restauración no se desprenda de la pieza dentaria. De acuerdo a la norma no debe ser menor a 700kg/cm^2 .

Radiopacidad: Es una propiedad que debe buscarse en los agentes de cementación, permitiendo, que el clínico observe a través del examen radiográfico la línea de cementación y la presencia de caries recurrentes o excesos marginales del cemento. Es deseable que los cementos resinosos tengan valores de radiopacidad mayores que la dentina y similares o mayores que el esmalte. Los cementos de doble polimerización: Variolink, Geristore, Enforce y Nexus presentaron radiopacidad próxima al esmalte; el Duolink más bajo que el esmalte, pero más alto que la dentina; el Lute-it y el Resinomer valores similares a la dentina.

Solubilidad: Frente a los fluidos debería ser baja o nula, pues los cementos están continuamente expuestos a una variedad de ácidos, como los producidos por microorganismos, por la degradación de alimentos y las



continuas fluctuaciones del pH y de la temperatura. De acuerdo a lo sugerido por la norma de la ADA no debe ser superior al 0.2%. Como los cementos de ionómero de vidrio demuestran susceptibilidad a la humedad durante su fraguado, deben ser protegidos para evitar la contaminación prematura y alta solubilidad inicial, una variable para el éxito clínico. La ventaja de los cementos de ionómero de vidrio modificados con resina es que son menos susceptibles a esta humedad inicial.

Espesor de la película: Puede interferir directamente en el éxito clínico de la restauración, pues la cantidad de cemento retenida en la interface oclusal es un determinante directo de la adaptación cervical de la corona. Estos agentes cementantes deben presentar un espesor de película que no supere los 25 micrómetros, esto garantiza que la separación entre el borde libre del diente y la restauración se adapten. El espesor de la película está influenciada por variables de manipulación como la temperatura y la proporción polvo/líquido.

Baja viscosidad: Con el objetivo que pueda humectar y fluir de manera adecuada la superficie del diente y la restauración.

Anticariogénico: Muchos de los agentes cementantes presentan dentro de sus cualidades la posibilidad de poder liberar flúor, como es el caso de los ionómeros químicamente activados y los modificados con resina; estos últimos con menos capacidad de liberar, debido a su contenido de resina.

Costo aceptable: La mayoría de clínicos prefieren materiales que tengan un precio razonable para poder acceder a ellos, sin embargo sabemos que los materiales resinosos son los que por lo general presentan un mayor costo.

Fácil manipulación: Muchos fabricantes de materiales dentales se han preocupado en desarrollar agentes cementantes que permitan una fácil manipulación por los odontólogos.



Espatulación: Deberá presentar fácil espatulación y tiempo de trabajo adecuado, ya que el desempeño clínico depende del método de manipulación; si ésta se realiza de manera impropia afectará la durabilidad clínica del trabajo.

Microinfiltración/propiedades antibacterianas: Un agente ideal de cementación final debería ser resistente a la microinfiltración, ya que la penetración de microorganismos alrededor de las restauraciones está directamente relacionada con diversas respuestas pulpares. Los cementos que contienen flúor en su composición presentan efecto anticariogénico, aspecto importante en la cementación de prótesis en pacientes con alto riesgo de caries. La capacidad de destruir microorganismos patógenos o inhibir su crecimiento gana valor fundamental en la función de los cementos.

Resistencia de unión: Un cemento ideal debería tener propiedades mecánicas suficientes para resistir las fuerzas funcionales, rupturas y fatiga por estrés. Groten y Pröbster al evaluar la influencia de diferentes agentes cementantes en la resistencia a la ruptura de coronas de cerámica pura, obtuvieron mayores valores con los agentes resinosos, seguidos por los cementos de fosfato de zinc e ionómero de vidrio.

Relación polvo/líquido: Las variaciones en la relación polvo/líquido pueden afectar las propiedades mecánicas, el tiempo de trabajo y el tiempo de fraguado de algunos cementos; estos también son afectados por factores como: la temperatura de la loseta de vidrio, método de espatulación y el cambio de la relación agua/ácido en el líquido del cemento. Para Myers et al. en el cemento de ionómero de vidrio, el aumento de esta relación tanto dificulta la remoción de los excesos como provoca un aumento de la temperatura intrapulpar.

Propiedades estéticas: Poseen una considerable importancia con el aumento de translucidez demostrada por los materiales restauradores

cerámicos y de polímero de vidrio. La estabilidad del color de los cementos es un factor que debe ser considerado; el acelerador amina presente en los cementos de doble polimerización (dual) puede llevar a un cambio cromático a lo largo del tiempo ^{10,11}.

5.2 Tipos de cementos para la fijación de restauraciones libres de metal

5.2.1 Ionómero de vidrio

También conocido como cemento de polialcenoato de vidrio, ya que el líquido es una solución acuosa del ácido polialcenoico. Son materiales de obturación con base en sílice, polvos de alúmino-silicato de calcio y soluciones de homopolímeros y copolímeros del ácido acrílico.

Los cementos de ionómero de vidrio se suministran en forma de un polvo y un líquido, o de un polvo que se mezcla con agua, algunos se presentan encapsulados. El líquido suele ser una solución al 47,5% de copolímero de ácido poliacrílico e itacónico en proporción 2:1 en agua. El ácido itacónico reduce la viscosidad del líquido. El polvo de un cemento de ionómero de vidrio es un vidrio de fluoroaluminosilicato con la siguiente fórmula: $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-CaF}_2\text{-Na}_3\text{Al}_1\text{F}_6\text{-A}_1\text{PO}_4$

Su tamaño máximo de partícula está entre 13 y 19 μm se puede añadir vidrio de bario u óxido de zinc a algunos polvos para hacerlos radiopacos.

5.2.2 Ionómero híbrido o modificado con resina

Su reacción ácido-base del cemento de ionómero de vidrio cambia en presencia de grupos metacrilato y por fotoiniciadores o por radicales libres iniciadores de polimerización química de unidades metacrilato; y por lo tanto denominados ionómeros vítreos híbridos o modificados por resina.



El polvo de un cemento autopolimerizable contiene un vidrio de fluoroaluminosilicato radioopaco y un sistema catalizador microencapsulado de persulfato potásico y ácido ascórbico. El líquido consiste en una solución acuosa de ácido policarboxílico modificado con grupos metacrilato sobresaliente. También contiene 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA) y ácido tartárico ^{10,11,12}.

5.2.3 Cementos resinosos

Los cementos a base de resina son generalmente usados para restauraciones cerámicas. Se han vuelto populares ya que han hecho a un lado las desventajas de solubilidad y falta de adhesión que tenían materiales anteriores. El desarrollo de los cementos adhesivos ha expandido los alcances de la prótesis fija. El uso exitoso de los cementos de resina depende en diversos aspectos relacionados a los mecanismos adhesivos sobre el diente y la restauración. El conocimiento científico de los materiales actualmente disponibles así como el conocimiento de sus limitaciones e indicaciones son factores claves para la obtención de restauraciones duraderas. En los últimos años se han introducido muchos cementos y sistemas cerámicos por lo que es de suma importancia conocer sus propiedades químicas y estructurales para poder lograr en la práctica una adhesión óptima tanto al diente como a la restauración.

- **Composición**

Estos cementos tienen elementos y características similares a los composites convencionales de restauración y consisten en rellenos inorgánicos en un 60 a 70% del peso contenidos en una matriz orgánica que puede ser Bis-GMA, TEGDMA, UDMA y un iniciador. También pueden contener sílica u oligómeros de alto peso molecular añadidos para modificar las propiedades

reológicas y lograr características de manipulación óptimas. Podemos encontrar sistemas de cementos resinosos fotocurables y de curado dual.

- **Cementos fotocurables:** Estos cementos ofrecen la ventaja de un tiempo de manipulación y colocación extendido; así como estabilidad de color mejorada. Su uso es limitado en situaciones de cementación de carillas o inlays delgadas donde el espesor y color de restauración no afecte la capacidad de la luz de curado para polimerizar el cemento.
- **Cementos de curado dual:** Estos cementos vienen normalmente en sistemas de dos pastas. Están indicados en la colocación de restauraciones donde las características del material pueden dificultar el paso de la luz al cemento. En este caso de intensidad de luz que llega al cemento es suficiente para detonar la activación del proceso de polimerización, también es necesario un catalizador autopolimerizable para asegurar un curado máximo. Su administración involucra normalmente el mezclado de las dos pastas. Una de las pastas contiene una amina reductora y fotoiniciador, la otra pasta contiene peróxido, usualmente peróxido de benzoilo. Existen cementos resinosos anaeróbicos que cuentan con un sistema iniciador diferente donde la polimerización comienza solamente cuando el suministro de oxígeno se corta después de la colocación de la restauración. Esta característica provee un tiempo de manipulación y trabajo extendido y una fácil remoción del material excedente^{12,13} (fig. 9).

5.3 Métodos de cementación

5.3.1 Cemento de Ionómero de vidrio

Dosificación del polvo

Es importante tomar en cuenta la proporción polvo/líquido, seguir las instrucciones del fabricante. Principalmente:

- Agitar la botella
- Medir cuidadosamente el polvo con la cuchara.

Dosificación del líquido.

Sostener la botella verticalmente hacia abajo.

- Contar las gotas.
- Mezclar la mitad del polvo de una vez y completar la mezcla rápido.

Manipulación.

El polvo y el líquido se extienden sobre un papel o una placa de vidrio; el polvo se divide en dos partes iguales. La primera se añade al líquido con una espátula rígida antes de agregar la segunda. El tiempo de mezcla es de 30-60seg. Los productos encapsulados suelen mezclarse durante 10 seg en un mezclador mecánico, y a continuación se aplican directamente sobre el diente y la restauración. Se debe utilizar inmediatamente, ya que el tiempo de trabajo después de la mezcla es aprox. de 2 min. A temperatura ambiente (23°C).

Estos cementos son muy sensibles al contacto con el agua durante el fraguado. Es necesario aislar el campo completamente. Una vez que el cemento ha alcanzado su fraguado inicial (en unos 7 min.), se debe recubrir los márgenes con el agente protector que se suministra con el cemento.



Acondicionamiento del diente.

Una vez que se retiró la restauración y el cemento temporal, lavar el diente con spray aire/agua y secar ligeramente (no deshidratar).

Colocación de la restauración.

Pintar el cemento sobre la restauración con un pequeño cepillo. También pintar el diente con un poco de cemento.

Colocar la restauración y aplicar una presión positiva hasta que el margen este completamente cerrado.

Si se usa un cemento de fraguado lento, se debe colocar el barniz que proporciona el fabricante, éste es un barniz a prueba de agua.

Tirar el exceso de cemento antes de que éste haya fraguado por completo.

5.3.2 Cementos resinosos

Se retira la corona provisional y se limpia el diente con piedra pómez o un limpiador de cavidades apropiado.

Se prueba la corona, se ajusta los contactos interproximales con una piedra rotatoria fina y se comprueba la precisión y el asentamiento de los márgenes.

Se modela la corona estéticamente, se ajusta la oclusión y se corrige, si es necesario, la textura de la superficie con instrumentos rotatorios apropiados. A continuación se pule la corona con diamantes o piedras de creciente finura seguidos de ruedas de goma para pulido de porcelana. La textura y la flexión de la luz resultantes son importantes para conseguir resultados estéticos máximos y puede conseguirse por combinación de glaseado natural en un horno de porcelana y/o pulido con abrasivos extrafinos y rueda de pulido.

La corona debe conectarse ópticamente con el diente preparado por medio de agua o de un gel hidrosoluble para evaluar el color. Se selecciona y define



el color, se escoge el cemento correcto y se continúa el proceso de cementado.

La superficie interna de la corona debe abrasionarse levemente con aire y limpiarse con ultrasonidos o vapor antes del cementado cuando se usan cementos de composite, la superficie interna de la corona debe tratarse de forma diferente, dependiendo de la cerámica empleada. Los materiales con núcleo de porcelana aluminosa no pueden grabarse, porque se abrasionan con aire para que adquieran rugosidad. Los materiales de cerámica convencionales y los reforzados se graban con ácido fluorhídrico. Los procedimientos de grabado preceden siempre a la visita de prueba.

Cuando se usan cementos composite, los procedimientos son más exigentes y llevan más tiempo.

Aislamiento es básico y debe mantenerse un campo seco durante todo el procedimiento.

Se recomienda retracción tisular con hilo.

Se pincela una fina capa de barniz de copal sobre los dientes adyacentes y se pega una matriz fina de acetato a los dientes cubiertos con barniz para prevenir su grabado, que dificultaría la limpieza del cemento.

Los márgenes de esmalte se graban durante 15-20 seg con ácido fosfórico.

La superficie de la dentina se acondiciona (graba) siguiendo las recomendaciones del sistema de adhesión dental.

Se aplica el sistema de adhesión dentinaria al diente y a la corona, y se secan ambos con un secador de aire caliente.

Se preparan las superficies internas de la corona con el cemento de composite y los modificadores de color escogidos y se asientan.



El cemento de resina debe polimerizarse en la porción medio facial de la corona con una punta de luz de polimerización durante 10-20 seg con una potencia de 1100mW/cm^2 en condiciones ideales.

Se retira el cemento sobrante con un pincel fino o un estimulador gingival haciendo pasar seda por los contactos proximales en dirección gingival.

Hay que advertir que alrededor de los márgenes debe quedar una pequeña cantidad para compensar la contracción de polimerización. Se polimeriza completamente con una punta de polimerización desde vestibular y lingual 1-2min cada vez ^{14,15}.



CAPÍTULO 6 FACTORES QUE DETERMINAN LA ADHESIÓN DE LAS RESTAURACIONES CERÁMICAS A LA ESTRUCTURA DENTAL

Los requerimientos para generar una adecuada adhesión se deben realizar con estricto apego. A continuación se describen a detalle aquellos que son determinantes.

6.1 Limpieza de la superficie dentaria

Un requerimiento primordial para la obtención de uniones adhesivas fuertes es la limpieza de la superficie y por esto un estado de energía superficial alto. Películas de agua, detritos orgánicos y/o biopelículas se encuentran siempre presentes en la escena clínica, e interfieren en los procesos de humectación e interpenetración del adhesivo, los anteriores no pueden ser removidos simplemente por el cepillado con dentífricos. Los dientes que son preparados para procesos restauradores tienen una energía superficial baja debido a los contaminantes y al smear layer que permanecen en la superficie. El grabado ácido remueve la mayoría de los contaminantes, produce una superficie porosa para un engranaje micromecánico y forma facetas en los cristales minerales. El esmalte grabado es fácilmente humectado por monómeros, permitiendo una buena interpenetración y formando fácilmente uniones micromecánicas. Los monómeros hidrofílicos pueden penetrar en las grietas de la superficie sobre y entre los cristales del esmalte y por tanto ayudan a resistir la propagación de fracturas después de la polimerización. Dicho proceso también puede desplazar la capa de agua sobre la superficie preparada^{16,17}.

6.1.1 Desprotección de la dentina con hipoclorito de sodio

Como ya antes se ha mencionado Nakabayashi et al. demostraron que el proceso de hibridación resulta de la infiltración del primer en la red de la matriz colágena expuesta de la dentina debido al grabado y su



polimerización in situ. Puede ocurrir una degradación de la hibridación ocasionada por factores tales como: fractura de la fase polimérica en la capa del adhesivo o en la capa híbrida, fractura de las fibras colágenas de la capa híbrida, o la exposición de la matriz colágena de la dentina por el ácido grabador puede activar la metaloproteinasa (MMPs) de la matriz. Para evitar esta biodegradación se han propuesto diversas estrategias, como son la remoción del colágeno desmineralizado y el uso de inhibidores de MMPs.

El hipoclorito de sodio (NaOCL) es un muy conocido agente proteolítico no específico, capaz de remover el material orgánico. Se cree que la acción proteolítica del NaOCL involucra una fragmentación extendida de cadenas peptídicas largas y la formación de N-cloraminas con grupos amina terminales que posteriormente se descomponen a otros subproductos. La dentina tratada con NaOCL es rica en cristales de hidroxiapatita expuestos que podrían resultar en una interface más estable a largo plazo ya que está compuesta esencialmente por minerales. La aplicación de NaOCL después del grabado ácido puede aumentar o disminuir la fuerza de adhesión dependiendo de la composición específica del adhesivo así como de la metodología de prueba que se utilice para su medición. Basándose en los datos de resistencia adhesiva de investigaciones recientes, se ha concluido que entre más alta sea la concentración de NaOCL mejor será la fuerza de adhesión hasta llegar a una meseta a una concentración del 10% durante un tiempo de aplicación de 60s. Mountouris et al. Demostraron que el tratamiento de superficie dentinaria con NaOCL expone un laberinto de túbulos laterales secundarios, los cuales no se observaban en las superficies solamente grabadas; lo anterior podría promover una superficie más porosa y por tanto aumentar la humectabilidad dentinaria y distribución del adhesivo. También la permeabilidad de la dentina se vio aumentada después de la remoción del material orgánico. En contraste otros investigadores encontraron que la exposición de dichos túbulos laterales secundarios así

como el aumento de la apertura de los túbulos dentinarios en la dentina profunda podría producir “tags” más largos lo cual se relaciona con un alto porcentaje de falla. Por otra parte Sánchez et al. en su experimento con el objetivo de aclarar el resultado del tratamiento con NaOCL después del grabado ácido obtuvieron que la utilización de éste agente desproteínizante después del grabado ácido disminuyó la fuerza adhesiva entre la dentina y el adhesivo Prime and Bond NT. Existe la necesidad de la realización de más estudios entorno a la utilización de NaOCL antes de recomendar la aplicación de este agente en la rutina de tratamiento de la superficie previo a la aplicación del adhesivo¹⁶.

6.2 Porosidad de la superficie dentaria

La humectación del adhesivo es lograda para la mayoría de los procedimientos dentales por la presencia de microporosidades de la superficie. La impregnación está relacionada a la porosidad por la ecuación de Wenzel que determina que:

$$r = \frac{\cos \theta_1}{\cos \theta_2}$$

Donde r es el radio de los ángulos de contacto de la superficie porosa y lisa respectivamente. Esta ecuación predice que para ángulos menores a 90°, la humectación es aumentada por la porosidad de la superficie, pero disminuida para materiales no humectantes con ángulos mayores a 90°. El efecto de Wenzel ha sido confirmado en investigaciones de diversos materiales dentales tales como: superficies de polímeros, cementos y composites^{8,16}.

6.3 Ángulo de contacto apropiado y buena humectación

La adhesión requiere contacto íntimo de los materiales que serán unidos. Partiendo del punto de que la superficie de un material es diferente en su interior, es importante entender las características de las superficies de los



materiales para poder comprender y promover la adhesión. En el interior los átomos se encuentran en equilibrio y las fuerzas interatómicas entre átomos adyacentes en la estructura cristalina están en balance. En la superficie esto no es así, ya que no hay interacciones interatómicas en la superficie externa de los átomos. La capa de la superficie afectada suele ser de al menos 5 capas atómicas de espesor. La física y química de superficies se ve afectada en los adhesivos o los tejidos.

Para que ocurra la adhesión el adhesivo debe humectar el sustrato. El método más común para observar el mojamiento es midiendo el ángulo de contacto. El ángulo de contacto es el ángulo interno en una pequeña gota de líquido en contacto con un sólido. Representa el equilibrio energético entre las fases sólida, líquida y gaseosa involucradas. Se categoriza la humectación según el ángulo de contacto líquido como: no humectante ($>90^\circ$), humectante ($<90^\circ$), y disperso ($\sim 0^\circ$), aunque todos los líquidos mojen de cierta forma a los sólidos ; el grado de humectación es igual al grado de adhesión. El objetivo es el de seleccionar y propiciar las condiciones que promuevan la propagación sin bajar demasiado la tensión superficial del líquido lo que provocaría una crítica disminución de su fuerza cohesiva.

Los ángulos de contacto bajos son formados por líquidos y monómeros sobre superficies limpias de alta energía. Entre dichas superficies de alta energía superficial tenemos a los sólidos fuertes, duros, cristalinos y con altos puntos de fusión.

6.4 Baja viscosidad del adhesivo y fluidez adecuada

A pesar de que la crítica tensión superficial sea apropiada para el contacto, el adhesivo debe ser generalmente lo suficientemente bajo en viscosidad y ser capaz de fluir dentro del tiempo de aplicación disponible para esparcirse y adaptarse a los detalles de la superficie adherente.



6.5 Resistencia a la separación de fase

La composición de los adhesivos dentales se basa principalmente en los diluyentes volátiles que causan la separación de las fases adhesivas durante las últimas etapas de fluidez mientras que la pérdida del solvente ocurre con rapidez. Mientras que algunos de los problemas sobre este aspecto han sido descritos y estudiados; no existe claridad sobre cuáles son las fases interfaciales al final del evento de la formación de la adhesión.

6.6 Solidificación del adhesivo

Mientras que muchas situaciones en odontología involucran el calor para crear interacciones adhesivas, los sistemas adhesivos de esmalte y dentina requieren la polimerización de los componentes del líquido en su etapa final. Muchas de las situaciones de los tratamientos dentales que requieren el uso de adhesivos se ven desafiadas debido al pobre acceso para la luz de fotocurado. Una adhesión efectiva requiere un adecuado grado de conversión^{8,17,18}.

6.7 Efecto del cemento resinoso sobre la unión cerámica-resina

Los factores concernientes al cemento resinoso que pueden influenciar a la unión cerámica resina se describen a continuación.

6.7.1 Tipo de curado

Al comparar los cementos fotocurados y los cementos duales se ha obtenido que los cementos activados mediante luz tienen mejor desempeño que los de curado dual. Otros estudios demuestran que los cementos duales presentan mayor resistencia de unión a las cerámicas feldespáticas que los cementos autocurables.

6.7.2 Módulo de elasticidad

Diversos estudios han demostrado que cementos con un módulo de elasticidad mayor o menor no afectan de forma relevante la resistencia de unión entre en cemento resinoso y la cerámica. Por otra parte se ha visto que



las cerámicas feldespáticas parecen ser reforzadas al ser cementadas con un cemento resinoso; no obstante se requiere de mayores estudios para asegurar dicho efecto.

6.7.3 Color del cemento resinoso

El color del cemento resinoso tiene mínimo efecto sobre la fuerza de unión entre la resina y la cerámica, así como entre la dentina y la resina cementante. Se realizó un experimento comparando la fuerza de unión de dos cementos duales de dos diferentes colores (Variolink II, A3 y Tr) unidos a cerámica feldespática; no se obtuvo diferencia significativa entre ambos cementos que fueron curados con la misma luz y su tiempo de almacenamiento había sido el mismo.

6.7.4 Espesor de película

Se creía que un espesor de película mayor disminuía la resistencia de unión entre el cemento y la cerámica. Posteriormente un experimento demostró que el aumento del espesor de la película de cemento de 10 a 180 μm tenía como resultado el desarrollo de mayor stress en el cemento resinoso. Más tarde se demostró que un espesor de película menor a 50 μm puede generar una mejor unión con la cerámica comparado con un espesor de película mayor a los 50 μm ^{18,19}.

6.8 Tratamiento de la superficie

La morfología y propiedades químicas de la superficie de las cerámicas son muy importantes para la unión del cemento y la cerámica. Estas propiedades pueden lograrse mediante la aplicación de acondicionadores químicos y tratamientos mecánicos; de esta forma generando uniones micromecánicas y/o químicas con el cemento resinoso.

6.8.1 Métodos de acondicionamiento químico

6.8.1.1 Grabado con ácido fluorhídrico (HF)

El ácido fluorhídrico es una solución acuosa de fluoruro de hidrógeno. Se denomina un ácido débil porque su enlace H-F es relativamente más estable que los enlaces de otros ácidos fuertes como por ejemplo el H-CL; de esta forma la función del ion libre H_3O^+ no es fuerte. El HF puede ser utilizado para la disolución de la superficie de fase cerámica vítrea al reaccionar con el dióxido de silicón. Ésto incrementa la porosidad de la superficie cerámica y propicia una unión micromecánica entre el cemento resinoso y la cerámica.

El proceso de disolución no depende de las propiedades ácidas del HF; sino de la sustitución del fluoruro por oxígeno debido a la electronegatividad en el vidrio que forma el vidrio Si F. Por esto se puede considerar que el término “grabado ácido” es equivocado y se prefiere el de “grabado hidrofluorhídrico”. El HF tiene una larga historia en su utilización en el pre-tratamiento de cerámicas a base de sílica antes de su colocación. Horn et al. describieron por primera vez su uso y mostraron un aumento exitoso en la fuerza de unión entre una capa delgada de porcelana y resina mediante la aplicación de HF, para obtener una fuerza de unión de 7.5 MPa.

Durante los años 90 se realizaron más investigaciones para analizar el efecto de la concentración y tiempo de grabado con HF sobre la fuerza de adhesión entre la cerámica y el cemento resinoso. Después de analizar muestras a diferentes concentraciones durante periodos diferentes de grabado se vio que el grupo donde se utilizó HF al 10% durante 1min. obtuvo la fuerza de resistencia de adhesión al cizallamiento más alta (11.66 ± 1.91 MPa). Otro estudio que evaluaba el tiempo de utilización de un gel de HF al 5% encontró que las muestras donde se grabó durante 2min, fue el que obtuvo los valores de más alta resistencia adhesiva. Por otra parte el grabado por arriba de este tiempo disminuía la resistencia adhesiva, explicándose esto debido al sobre grabado de la superficie que causaba efectos adversos en la resistencia.

Un estudio reciente mostró que el tratamiento de las cerámicas de disilicato de litio con un gel de HF al 9.5% durante 1min. mostro los mejores valores de resistencia adhesiva. También se mostró que el grabado con gel al 9.5% mostró mejores resultados que con liquido al 10% de HF. Hasta la fecha el grabado con HF al 4% y 10% durante 1-2min. parece ser el procedimiento más adecuado para las cerámicas a base de silicio; dependiendo del estado del material gel o sólido así como del número, forma y tamaño de los cristales de cerámica.

Se han tratado diversos procedimientos después del lavado del HF para retirar el remanente de ácido; como lo es su neutralización mediante polvo. Este procedimiento no es recomendado para cerámicas de óxidos ya que se descubrió en estudios recientes que disminuye su resistencia de unión microtensil. Otros estudios muestran resultados similares. Tomando en cuenta que el grabado con HF no es por su acción acídica sino por el remplazo molecular de F por oxígeno se cree que la neutralización del ácido no es necesaria.

6.8.1.2 Substitutos del HF

A pesar de que el HF es efectivo para lograr la unión cerámica-resina; es muy corrosivo, puede ser absorbido por sangre y hueso a través de la piel e inclusive puede causar paro cardiaco. Debido a esto se han introducido diversos químicos para sustituir el HF. Como son: El ácido fosfórico, fluoruro de fosfato acidulado y amonio de fluoruro de hidrogeno.

El ácido fosfórico utilizado en odontología es el ácido ortofosfórico; el cual es un ácido inorgánico de fórmula química H_3PO_4 . Se utiliza principalmente para limpiar la superficie de la cerámica y generar una superficie rugosa para una mejor adhesión. Sin embargo un estudio demostró que al aplicar ácido ortofosfórico al 40% durante 5-60 segundos no mostraba cambios morfológicos significativos en la superficie cerámica. Esto muestra que la acidez no es la parte importante del proceso de grabado sino el



desplazamiento atómico que se lleva a cabo por el fluoruro con el dióxido de silicón.

El fluoruro de fosfato acidulado (APF) por siglas en inglés, tiene una fórmula empírica $\text{NaH}_3\text{PO}_4\text{F}$. Éste tiene predilección por la superficie de cerámicas con relleno de leucita.

El bifluoruro de amonio (ABF) es un grabador de cerámica con fórmula química NH_4HF_2 . Reacciona con el constituyente de sílica de la cerámica. Se observó que el ABF actuaba sobre la periferia de fases y en las grietas ya existentes o que son inducidas por la leucita; lo que como consecuencia creaba un patrón linear defectuoso. Dicho patrón también se había observado cuando se utilizó HF por un periodo de grabado más corto y concentración baja; lo que muestra que el ABF actúa de forma similar que el HF a una baja concentración¹⁹.

6.8.1.3 Silanización

Los agentes silanizadores proveen una unión química entre el cemento resinoso y la cerámica. Los silanos tienen un grupo inorgánico que reacciona con el Si-OH de la superficie cerámica por una reacción de condensación. También tienen un grupo orgánico que se puede unir químicamente a las resinas con base de metacrilato. Los silanos tienen que ser activados por hidrólisis ácida con el uso del ácido acético. El silano más utilizado en odontología para la unión cerámica –resina es el 3-metacriloxipropiltrimetoxisilano o γ metacriloxipropiltrimetoxisilano. Se ha abreviado como MPS, γ MPTS o MTS.

Se ha encontrado que el uso de silanos aumenta la fuerza de adhesión entre la cerámica y el cemento resinoso particularmente si se mezclan diferentes tipos. Por otra parte también se ha observado que la aplicación de silano reduce el ángulo de contacto y aumenta la humectabilidad de la superficie

cerámica. La capa de silano tiene un espesor de 10 a 50 nm aproximadamente.

Actualmente existen numerosos primers de silano para las superficies cerámicas. A continuación se describe el primer Z-Prime Plus de la casa Bisco que no incluye silano en su composición pero ofrece características similares a los silanos.

Z-Prime Plus (Bisco) es un primer monocomponente utilizado para aumentar la adhesión entre las restauraciones indirectas y el cemento de resina. Se puede utilizar para el tratamiento de superficies de cerámicas de óxidos metálicos de zirconia y alúmina, así como para otros tipos de metales y aleaciones, composites y postes endodóncicos. Z-Prime Plus fue diseñado para lograr un alta adhesión con los cementos de resina ya sean fotocurables o autocurables. Este primer logra una unión química a los óxidos metálicos debido a su contenido de monómeros de fosfato combinados con monómeros carboxílicos; no contiene silano ya que éste no promueve la adhesión con la zirconia. Su composición también le permite promover la adhesión con metales y composites¹⁹.

6.8.2 Métodos de acondicionamiento mecánico

6.8.2.1 Arenamiento

Es un proceso utilizado para hacer porosa la superficie cerámica. Se utilizan partículas de alúmina (Al^2O^3) en un arenador. El tamaño de las partículas varían entre 25 y 50 μm a una presión de .28 Mpa.

6.8.2.2 Irradiación con LASER

Se ha probado la irradiación de cerámica para la creación de superficies más retentivas con LASER Nd:YAG y Er:YAG; encontrando que el LASER Er:YAG creó cristales irregulares de disilicato de litio en la superficie. La



proporción de poder de LASER y creación de irregularidades en la superficie es directamente proporcional. En contraste se encontró que en las cerámicas feldespáticas se producía una superficie fundida y corroída, sin fisuras después de la aplicación de ambos tipos de LASER¹⁹.

CAPÍTULO 7 FACTORES QUE DETERMINAN LA ADHESIÓN DE LAS CERÁMICAS DE ESTRATIFICACIÓN AL NÚCLEO CERÁMICO SUBYACENTE

En los últimos diez años las restauraciones totalmente cerámicas han ganado popularidad entre pacientes y clínicos; ésto se debe principalmente a que las restauraciones cerámicas estratificadas son potencialmente más estéticas que las metalocerámicas. Además cuando la alta resistencia de los núcleos cerámicos es combinada con a la alta estética de la cerámica de estratificación se logran restauraciones más confiables y biocompatibles.

Actualmente se encuentran disponibles numerosos materiales cerámicos para la construcción de núcleos: cerámica reforzada con leucita, cerámica infiltrada con vidrio, disilicato de litio, alumina, zirconia. Dentro de éstas la zirconia ofrece propiedades únicas posicionándola como el material en la conformación de núcleos de elección en la prótesis parcial fija (PPF) algunas de estas cualidades son: alta resistencia, apariencia blanca, estabilidad estructural y química y un mecanismo de transformación reforzador.

Para lograr una estética óptima los núcleos de zirconia son revestidos con cerámicas de estratificación ya que añadiendo capas de cerámica provee a la restauración definitiva con características ópticas individuales. Mientras la estratificación de los núcleos de zirconia ha sido la solución en cuanto a apariencia estética; la interface entre el núcleo y la cerámica de estratificación contribuye al “chipping”, siendo uno de los aspectos más débiles de este tipo de restauraciones^{20,21,22,23}. Se tienen datos de que el fracaso de restauraciones estratificadas de zirconia debido al “chipping” es de 13% en 36 meses; mientras que las metalocerámicas presentan un fracaso del 2.9% en 36 meses²⁰.

La fuerza de adhesión entre el núcleo y la cerámica de revestimiento es determinada por diversos factores: resistencia de las uniones químicas, traba



mecánica, porosidad de la superficie, propiedades de humectación y el grado de estrés compresivo en la capa de estratificación debido a la diferencia de coeficiente de expansión térmica entre la zirconia y la cerámica de estratificación. También se ha estudiado la influencia de diferentes tratamientos de la superficie sobre la calidad de la adhesión. A continuación se mencionan algunos de estos factores sobre los cuales actualmente se dirigen estudios con el objetivo de mejorar las características de las restauraciones cerámicas para procurar una unión cada vez más fuerte entre el núcleo y sus cerámicas estratificadoras^{21,22,23}.

7.1 Estrés compresivo residual

Para lograr una adhesión las cerámicas de estratificación son por lo general fundidas al núcleo a altas temperaturas. Sin embargo esta fusión puede producir un estrés residual significativo en ambas capas si el coeficiente de expansión térmica (CET) no es compatible. Se ha encontrado que la diferencia de CET produce una región de alto estrés por arriba de la interface de cerámica de estratificación-núcleo y se vuelve más pronunciada cuando es más grande dicha diferencia. Como consecuencia puede iniciarse una fractura y propagarse en la proximidad de la interface dentro de la cerámica de estratificación. Este fenómeno indica que la zirconia tiene un CET relativamente más bajo que la mayoría de las cerámicas. Como respuesta a este inconveniente se han desarrollado cerámicas de CET más bajo o iguales a los de la zirconia²⁰.

7.2 Cerámicas liner

Las cerámicas intermedias (liner u opacador) pueden ser definidas como las cerámicas que se colocan entre el núcleo y las cerámicas de estratificación. Se utiliza para ajustar el color de las cerámicas de estratificación bloqueando el color del núcleo que las soporta. Estas cerámicas pueden afectar las fuerzas de unión entre el núcleo de zirconia y la cerámica estratificadora.

Algunos estudios indican que los liners aumentan la fuerza de unión y otros indican que la disminuye. También se ha probado que las cerámicas que incorporan disilicato de litio presentan gran resistencia; pudiendo ser la utilización de éstos como cerámicas intermedias una herramienta para mejorar la fuerza de unión entre el núcleo de zirconia y las cerámicas de revestimiento ²¹.

7.3 Tratamiento de la superficie del núcleo por arenamiento

El arenamiento es un medio popular utilizado para aumentar la porosidad de la superficie. Sin embargo en el caso de la zirconia este tratamiento también inicia la fase de transición de TZP (policristal de zirconia tetragonal) a zirconia monoclinica; lo que afecta la resistencia mecánica y probablemente la capacidad de adhesión del material. Ésto se debe a que el CET de la zirconia monoclinica ($7.5 \times 10^{-6}/K$) es significativamente más bajo que el de la zirconia tetragonal ($10.8 \times 10^{-6}/K$). Actualmente se realiza dicho procedimiento con partículas de dióxido de aluminio de $110 \mu m$ con una presión de 0.28 MPa. Los efectos del arenamiento en la resistencia mecánica de la zirconia así como de la calidad de la adhesión de las cerámicas de estratificación son actualmente estudiados para su mejoramiento ^{22,23,24,25}.

7.4 Recubrimiento del núcleo con sílica

El recubrimiento del núcleo con una capa de sílica para propiciar la unión de la cerámicas de estratificación ha sido anteriormente utilizado en las restauraciones metalocerámicas. Oguri T. et al. experimentaron con el recubrimiento del núcleo de zirconia con esta capa de sílica y encontraron que al observar las superficies después de la prueba de resistencia a la separación se encontraban lisas y completamente cubiertas por la cerámica estratificadora lo que mostraba que dicha capa había promovido una falla cohesiva; es decir la unión núcleo cerámica fue apropiada y fuerte y la separación se dio en la cerámica de estratificación. Dichos resultados



sugieren que este tratamiento con sílica es simple y seguro para su utilización con cerámicas a base de zirconia que serán estratificadas²⁶.



CONCLUSIONES

Los avances de la ciencia odontológica así como la de los materiales dentales en los procesos adhesivos, han evolucionado con rapidez y asertividad en los últimos 60 años. Dichos avances han permitido a la odontología realizar procesos restauradores conservadores; así como propiciado el desarrollo de materiales cada vez más estéticos que han evolucionado conjuntamente con los procesos de adhesión tanto al órgano dentario, como entre cerámicas.

El desarrollo de sistemas adhesivos que reducen los pasos en la técnica de aplicación ha reducido la probabilidad de error durante su aplicación, lo que provee un mejor pronóstico de supervivencia de la restauración. Por otra parte los adhesivos actuales han mejorado su capacidad de integración con la dentina teniendo una fuerza de adhesión mayor y además reduciendo la sensibilidad post-operatoria a casi cero, cuando la técnica de aplicación es la adecuada.

Los cementos dentales también han sido mejorados para proporcionar mayor fuerza de adhesión y asegurar su unión al sustrato dental y cerámico. Actualmente los cementos dentales utilizados para la fijación de las restauraciones cerámicas, son los cementos resinosos. Estos cementos también han reducido sus pasos en la técnica de aplicación siendo auto-adhesivos y reduciendo de esta manera, al igual que los adhesivos, el riesgo de error en la aplicación y proporcionando una aplicación más cómoda para el operador y para el paciente. Sus mecanismos de activación variados permiten escoger el adecuado para la situación clínica que se presente; aumentando la probabilidad de éxito de la cementación y por tanto de la restauración.



Las cerámicas dentales por su parte han evolucionado a materiales altamente estéticos y resistentes, ésto debido a la implementación de materiales como el disilicato de litio y la zirconia que además de resistencia confiere translucidez y opacidad muy similares a las naturales, que en el caso de las restauraciones metalocerámicas no es posible. Actualmente, no obstante de la resistencia elevada de las restauraciones totalmente cerámicas, se presenta la separación de las cerámicas de revestimiento del núcleo cerámico, esta inconveniencia ha detonado investigaciones en torno al mejoramiento de las fuerzas de adhesión de la interface núcleo-cerámica de revestimiento y se utilizan los procedimientos de arenamiento, tratamiento térmico, liners que aún se encuentran en investigación y búsqueda por una adhesión más duradera.

Los factores determinantes de la adhesión de los sistemas cerámicos en uso son el conjunto de características de los sistemas adhesivos, cementos y cerámicas actuales que permiten una adhesión cada vez más estrecha; pero también de los procesos de selección y manipulación de los materiales por parte del clínico. Es de suma importancia que el clínico conozca la amplia gama de materiales a su disposición, sus características, indicaciones y contraindicaciones; además de desarrollar habilidad en su manipulación para poder aprovechar al máximo sus características y ventajas. Sólo de esta manera se podrá lograr una adhesión óptima de la restauración.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56(1):84-96.
2. Zandparsa R. Digital Imaging and Fabrication. *Dent Clin N Am.* 2014; 58 (2014): 135-158.
3. Anusavice K. Phillips Ciencia de los materiales dentales, Elsevier 11^a edición en español de la obra original en inglés, 2004 Madrid.
4. Chu S. Evolution and clinical applications of esthetic ceramics materials in dentistry. *JADA.* 2011;142(2):3s.
5. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* 2011 Apr; 55(2):333-352.
6. Pashley D. et al. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater.* 1995 March;11:117-125
7. Stangel et al. Adhesion to tooth structure Mediated by Contemporary Bonding Systems. *Dent Clin N Am.* 2007; 51(2007): 677-694.
8. Marshall S. et al. A review of adhesion science. *Dent Mater.* 2010 Nov;26(2010):e11-e16.
9. Cardoso M. et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J.* 2011; 56(1 Suppl): 31-44.
10. Hill E. et al. Dental Cements for Definite Luting: A review and Practical Clinical Considerations. *Dent Clin N Am.* 2007; 51(2007): 643-658.
11. Hill E, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J.* 2001; 56(1 Suppl): 67-76.
12. Pegoraro T. et al. Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin N Am.* 2007; 51(2007): 453-471.



13. Manso A. et al. Cements and Adhesives for All-Ceramic Restorations. Dent Clin N Am. 2011; 55(2011): 311-332.
14. Vargas M. et al. Cementing All-Ceramic Restorations: Recommendations for success. JADA 2011; 142(Suppl 2):20S-24S.
15. Thompson J. et al. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? Dent Mater. 2011; 27(2011):71-82.
16. Sánchez F. et al. Bonding efficacy of an acetone/based etch and rinse adhesive after dentin deproteinization. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2012 Jul 1;17 (4):e649-54.
17. Van Dijken J. A 6-year prospective evaluation of a one –step HEMA-free self-etching adhesive in Class II restorations. Dent Mater. 2013; 29(2013): 1116-1122.
18. Breschi L et al. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. Dent Mater .2008; 24(2008): 90-101.
19. Tian T. et al. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. Dent Mater. 2014;XX(2014): XXX.EI-XXX.E16 Articulo en imprenta disponible en: www.intl.elsevierhealth.com/journals/dema
20. Özkurt Z. et al. In vitro evaluation of shear bond strength of veneering ceramics to zirconia. Dent Mater J. 2010; 29(2): 138-146.
21. Matsumoto N. et al. Effect of intermediate ceramics and firing temperature on bond strength between tetragonal zirconia polycrystal and veneering ceramics. Dent Mater J. 2013; 32(5): 734-743.
22. Fisher J. et al. Effect of Zirconia Surface Treatments on the Shear Strength of Zirconia/Veneering Ceramic Composites. Dent Mater J. 2008; 27(3): 448-454.
23. Elsaka S. Influence of surface treatments on the surface properties of different zirconia cores and adhesion of zirconia-veneering ceramic systems. Dental Mater. 2013; 29(2013): e239-e251.
24. Turp V. et al. Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. Aust Dent J. 2013; 58: 183-191.



25. Elsaka S. Influence of surface treatments on the surface properties of different zirconia cores and adhesion of zirconia –veneering ceramic systems. Dent Mater. 2013; 29(2013) e239-e251.
26. Oguri T. et al. Effects of a convenient sílica coating treatment on shear bond strengths of porcelain veneers on zirconia-based ceramics. Dent Mater J. 2012; 31(5): 788-796