



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**FUERZA DE ADHESIÓN DE UN CEMENTO
AUTOGRABABLE A CERÁMICA TRATANDO LA
SUPERFICIE CON DOS DIFERENTES SISTEMAS DE
GRABADO.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

FILIBERTO MARTÍNEZ HERNÁNDEZ

DIRECTOR: MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO, D. F.

2007

A DIOS: Le doy gracias por la vida y todo lo que eh logrado.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A MI PAPA: Por ser el gran apoyo de toda la vida y siempre contar con el, sin ti no hubiera sido posible esto GRACIAS Pa`

A MI MAMA: De igual forma gracias por apoyarme y siempre decir tu puedes sigue adelante.

A MIS HERMANOS: Azucena por ayudarme cuando se lo pedía y muy especial en memoria a JOSÉ que siempre a sido y será por siempre mi mano derecha.

AL DOCTOR JORGE ALQUICIRA GOMEZ: Por ser mi primer maestro, compartir todos sus conocimientos y contar siempre con su apoyo incondicional muchas GRACIAS siempre estaré muy agradecido.

A TI KARINA: Gracias por ser la mejor amiga en todo momento y siempre contar contigo.

AL MAESTRO JORGE GUERRERO IBARRA: Le agradezco su gran apoyo dedicación para realizar este trabajo “muchas gracias”.

Al DR. ALEJANDRO OSORIO: Gracias por el apoyo y enseñanza en el laboratorio.

A LA UNAM: Mi eterno agradecimiento por ser el orgullo de todo UNIVERSITARIO.

Y POR ÚLTIMO: A todos mis compañeros, profesores, personal de la facultad de odontología y todos y cada uno de mis pacientes por haberme dado la oportunidad y confianza de aprender de ellos...A TODOS GRACIAS.

ÍNDICE

1.-INTRODUCCIÓN.....	6
2.-ANTECEDENTES.....	8
2.1.-Adhesión.....	8
2.1.1.-Adhesión física.....	8
2.1.2.-Adhesión mecánica.....	8
2.1.3.-Adhesión química.....	8
2.2.-Consideraciones generales sobre los cementos.....	9
2.3.-Tipos de cemento de resina.....	14
2.4.-Consideraciones generales de las cerámicas dentales.....	15
2.5.-Composición de las cerámicas dentales.....	16
3.- CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES.....	18
3.1.-Porcelanas convencionales.....	18
3.2.-Porcelanas de concepción moderna o vitrocerámicas modernas...19	
3.3.-Vitrocerámicos elaborados mediante técnica de colado o inyección.....	20
3.4.-Vitrocerámicos elaborados sobre muñon o modelos refractarios...23	
3.5.-Vitrocerámicos diseñados y elaborados mediante ordenador.....24	
4.-SILANIZACIÓN.....	25
5.-PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	26
6.-JUSTIFICACIÓN.....	27
7.-OBJETIVO.....	28
7.1.-Objetivo general.....	28
7.2.-Objetivos específicos.....	28
8.-HIPÓTESIS.....	29
9.-RECURSOS.....	30
9.1.-Humanos.....	30
9.2.-Físicos.....	30
9.3.-Material y Equipo.....	30
9.3.1.-Equipo.....	30

9.3.2.-Material.....	31
10.-METODOLOGÍA.....	32
10.1.-Población Muestra.....	32
10.2.-Criterios de inclusión.....	32
10.3.-Criterios de exclusión.....	32
10.4.-Variables de estudio (independiente, dependiente).....	32
10.5.-Método.....	33
11.-RESULTADOS.....	39
12.-DISCUSIÓN.....	41
13.-CONCLUSIONES.....	42
14.-REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	43

1.- INTRODUCCIÓN

En la investigación odontológica, la síntesis de nuevos sistemas adhesivos multifuncionales con capacidad de unión a todo tipo de sustratos ha sido una constante desde hace años, habiendo evolucionado los conceptos tradicionales, exigiendo al odontólogo nuevos conocimientos, y la adopción de la adhesión como elemento permanente y rutinario de su práctica diaria.

Los recursos adhesivos han experimentado cambios importantes, desde el acondicionamiento de la superficie dentaria iniciados por Bounocure en 1955, con la técnica de grabar la superficie del esmalte con ácido fosfórico que fue el primer paso de la odontología estética adhesiva, hasta el grabado ácido de la porcelana, aporte de John Calamia y Harold Hom que en 1983 desarrolla el grabado de la porcelana con la aplicación del ácido fluorhídrico. Las carillas de porcelana fueron el primer exponente de estas técnicas, en 1984 Mac Laghlin uso los silanos, desarrollando el concepto de fusión dental. ⁽¹⁾

De esta manera se abrió la posibilidad de adherir restauraciones cerámicas sobre las superficies dentarias. Acerca de la porcelana en 1986 se desarrolla la cerámica tipo IPS-EMPRESS. ⁽²⁾

Las porcelanas han sido materiales que se han usado desde hace mucho tiempo y han mantenido su importancia dentro de todas las sociedades humanas desde entonces. En 1728 Fauchard sugiere el uso de la porcelana en odontología. La mayoría de las cerámicas se caracterizan por su naturaleza refractaria, su dureza, susceptibilidad a la fractura, posibilidad de darle color y poca reactividad química.

La demanda creciente por sistemas libres de metal ha resultado en la proliferación de sistemas solo cerámicos. Los modernos sistemas cerámicos ofrecen una alta calidad estética, biocompatible y funcional. Y

constituyen una técnica, donde intervienen varios elementos que pueden determinar el éxito de dicha restauración. Dentro de estos elementos se pueden destacar, la capacidad de adhesión de la restauración cerámica a la superficie dentaria, sea esmalte o dentina, las características y preparación de la superficie cerámica utilizada, el tipo de cemento adhesivo, como los cementos de resina y el modo de polimerización de dichos cementos.

Un sistema de cementación efectivo debe cumplir los siguientes requerimientos: biocompatibilidad, resistencia a las fuerzas aplicadas sobre la restauración, resistencia a la contracción de polimerización, a las fuerzas de contracción y expansión, así como a desarrollar una unión inmediata y duradera al diente. ^(1,3)

El Silano es un aumentador de la adhesión - Agente de enlace. Para facilitar el enlace entre el composite y otras resinas orgánicas a la porcelana. El Silano es un material monocomponente que se utiliza para promover la adhesión entre resinas orgánicas y porcelana. Para obtener los resultados deseados, la superficie de porcelana a ser grabada deberá estar completamente seca y libre de humedad como agua o saliva antes de la aplicación del silano. ^(4,5)

Flúor es un mineral electronegativo que principalmente aumenta la resistencia del esmalte e inhibe el proceso de caries. ^(6,7)

En este estudio se observara la adhesión que tiene un cemento autograbable a la porcelana utilizando unas muestras el flúor como grabador y otra parte de muestras silanizando.

2.- ANTECEDENTES

2.1 Adhesión

La palabra adhesión viene del latín adhaerere, formada por: ad (para) y haerere (pegarse). En terminología adhesiva, adhesión es la unión de una sustancia a otra. La adhesión se refiere a las fuerzas o energías entre átomos o moléculas en una

Interfase que mantiene juntas dos o más superficies, se describirán tres tipos de adhesión física, mecánica y química.

2.1.1 Adhesión física

Es un fenómeno de adhesión que se forma por la superficie del líquido y la interfase líquido sólido estos enlaces físicos son denominados secundarios no pueden por si solos lograr una unión a largo plazo ya que el agua la degradaría. ⁽¹⁾

2.1.2 Adhesión mecánica

Cuando ocurre una adhesión mecánica se produce por una penetración del material en las irregularidades de alguna superficie esta retención estructural puede ser de tipo macroscópica, como ocurre en los tornillos, pernos o socavados. También ocurren retenciones microscópicas o submicroscópicas. Un adhesivo líquido muy fluido sería el más adecuado para penetrar más fácil provocando una unión mecánica.

2.1.3 Adhesión química

La adherencia química se forma por medio de enlaces iónicos que son transferencia de un electrón de un átomo a otro y enlaces covalentes que comparten una o varias parejas de electrones. ^(8,9)

2.2 Consideraciones generales sobre los cementos

Es difícil desarrollar un material ideal para el cementado, que sea capaz de soportar las condiciones de la cavidad oral a largo plazo. Los cementos de la nueva generación son prácticamente insolubles en agua. Otro factor importante que se debe tomar en cuenta es la liberación de fluoruros por parte de los cementos. En este aspecto los cementos de resina son tan malos como el cemento de fosfato de zinc clásico, sin embargo, los cementos de ionómero de vidrio reforzado con resina son considerablemente mejores. ^(8,10,11)

Los materiales utilizados para la cementación definitiva.

Se podría decir que hay cuatro cementos tradicionales para la cementación definitiva de restauraciones de construcción indirecta.

Cemento de fosfato de zinc: El fosfato de zinc es el cemento más antiguo que se ha usado durante los últimos 90 años y también sirve de norma para comparar los nuevos cementos. Su principal componente en el polvo es el óxido de magnesio al 10 % otros son el bismuto y sílice, en el líquido es el ácido fosfórico (35%), fosfato de aluminio y agua. Cuando se mezcla polvo con el líquido da comienzo la reacción química, hay desprendimiento de calor debido a que ocurre una reacción exotérmica.

Sus usos principalmente son para el cementado de incrustaciones, coronas, puentes fijos, pernos radiculares y bandas de ortodoncia y también hay un segundo tipo que sirve para bases de obturación.

La retención que ocurre ante las coronas, incrustaciones etc. se producen mecánicamente, mediante la adhesión a las irregularidades de la restauración y las irregularidades dejadas por la fresa al hacer la preparación.

La proporción de polvo-líquido va determinar las propiedades del cemento como la consistencia, resistencia la temperatura también puede afectar.

El fosfato de zinc es ácido a los primeros 3 minutos con un pH de 4.3 aproximadamente después de 1 hora sube a 6 y entre 24 y 48 horas alcanza la neutralidad. (4,8,9,12)

Requisitos físicos de los cementos de fosfato de zinc

Tiempo de fraguado a 37°C (minutos)	Resistencia a compresión mínima	Espesor máxima de la película (μ)	Solubilidad y desintegración máxima (24 hr)	Contenido máximo de arsénico
Mín. Máx.		I II		
5 9	700 Kg/cm ² (9.956 psi)	25 40	0.2 % en peso	0.0002 % en peso (1:500.000)

Cemento de Policarboxilato: Este cemento fue ideado por el Dr. D.C. Smith en Inglaterra en 1968, sus principales usos: cementar incrustaciones coronas, bandas de ortodoncia, puentes.

La composición es muy similar a la del fosfato de zinc en su contenido tiene óxido de zinc con algo de óxido de magnesio otros óxidos de son el bismuto y aluminio también puede ser anticariogénico por un contenido de fluoruro entre 15% y 20%, el líquido contiene ácido poliacrílico y un copolímero del ácido poliacrílico más ácido itacónico, la concentración de ácidos varía de 32% a 42%. La mezcla debe ser rápida de 30 a 40 segundos. Su pH es muy ácido al inicio 1.7 al final de la mezcla el pH es de 4.0-4.5 y después de varios días alcanza la neutralidad.

Sus propiedades: El tiempo de trabajo se puede calcular con la temperatura, el tiempo de fraguado se encuentra entre 5 y 8 minutos su resistencia a la compresión aproximadamente está entre 500 a 860 Kg/cm² la resistencia a la tracción 57-100 Kg/cm² (8-12 MPa).

La solubilidad se ubica entre 0.05 y 0.01 en 24 horas, es menos soluble que el fosfato de zinc. Su espesor de película va de 25 a 35 micrones.

El tipo de adhesión va ser también química y física debido a la reacción entre el cemento y el calcio del diente, por consecuencia que el fluoruro liberado es captado por el esmalte. ^(8,12)

Ventajas	Desventajas
Baja irritabilidad a pulpa	Baja resistencia a la compresión
Adhesión a estructuras dentales	Alta viscosidad
Fácil manipulación	Tiempo de trabajo corto
Buena resistencia	

Cemento de ionómero de vidrio: Este cemento fue ideado por Wilson y Kent a finales de los 60, eran derivados de los silicatos y de los cementos de policarboxilato de zinc se le dio este nombre por que pueden formar enlaces iónicos con el vidrio. Se puede clasificar en dos tipos cementación y restauración. El ionómero esta basado principalmente en el polvo por vidrio de flúor, aluminio silicato preparado con fundente a base de fluoruro con partículas de 20 a 50 μm de tamaño, en el líquido una solución del ácido poliacrílico actualmente esta formado por soluciones acuosas de homopolímero y copolímeros del ácido acrílico. A través de los años se han mejorado sus propiedades físicas.

Reacción química es una reacción ácido-base en el cual el polvo actúa como la base para reaccionar como los poliácidos. El mecanismo de fraguado consiste en la liberación de iones de Ca^{2+} , Al^{3+} y F^{-} . Los iones de calcio reaccionan rápidamente con el líquido, formándose puentes de sal entre los grupos carboxilo con carga negativa. La proporción de líquido y polvo es de aproximadamente 1,3:1, el tiempo de fraguado es entre 4 y 9 minutos el grosor de película oscila aproximadamente entre 1 y 25 micrones para cementado, la solubilidad en agua es menor de 1% (0.4) y aumenta con saliva, su resistencia a la compresión es de 140 MPa, resistencia a la tracción diametral 2.7 MPa y ante la pulpa no tiene respuesta pulpar.

Las propiedades anticariogénicas de los ionómeros se debe a que la matriz contiene fluoruro de calcio, la cual desprende iones de fluoruro que inhiben la formación de caries secundarias y la actividad microbiana.

El ionómero es quizá el único material que cumple con la mayoría de los requisitos exigidos a los materiales para base y forros cavitarios, este material utilizado como base, tiene una baja conductibilidad térmica y color similar a la dentina. ^(8,10,11,12)

Cementos de resina: Estos se pueden considerar, como el tipo de cemento para restauraciones cerámicas, utilizado con más frecuencia en la actualidad. Básicamente la composición de la mayor parte de los cementos de resina, es similar a los materiales para restauración de resina compuesta. Constan de rellenos inorgánicos con un porcentaje en peso, que va de un 40 a un 77%, unidos a través de un agente acoplador de silano orgánico. Este relleno, es similar al de las resinas de restauración, pero existen algunas variaciones con respecto al tamaño, la forma y contenido de las partículas. Las matrices por lo general, son monómeros de diacrilatos diluidos en monómeros de baja viscosidad de diacrilato. (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA) En estos cementos se reduce su cantidad de relleno para conseguir mejor viscosidad y permitir así una adecuada adaptación de las restauraciones. Pero por otra parte con niveles más altos de relleno, se obtienen mejores propiedades mecánicas, elevada resistencia y rigidez, así como también, reducción de la contracción de polimerización, y bajo coeficiente de expansión térmica. La polimerización de estos materiales se lleva a cabo por un sistema de inducción peróxido-amina o quimiopolimerizables, y los activados por luz o fotopolimerizables. Algunos cementos de resina utilizan ambos mecanismos y se conocen como de doble curado, o curado dual. ^(8,13)

Con el aumento de la utilización de puentes fijos totalmente cerámicos, carillas de porcelana, inlays y onlays, se han desarrollado este tipo de cemento, teniendo como principales ventajas las altas propiedades

mecánicas, baja solubilidad y buena estética. Sus inconvenientes son el relativo elevado grosor de la capa, la contracción de polimerización y la falta de efecto anticariogénico. Las restauraciones estéticas semidirectas e indirectas se mantienen por adhesión tanto micro mecánica como química, entre el cemento adhesivo, los tejidos dentales y el material restaurador. Todo esto hace al proceso de cementado un paso crítico en el conjunto del tratamiento. ^(2,3,4,5)

Algunas desventajas en la utilización de este tipo de cemento son minimizadas con la utilización de un grabado ácido y un agente adhesivo. La utilización de monómeros con propiedades tanto hidrofílicas como hidrofóbicas mejora de forma significativa la fuerza de unión y para mejorar la unión a las restauraciones cerámicas, éstas son sometidas a un arenado, grabado ácido y sinalización. ^(4,11)

2.3 .- Tipos de cemento de resina

Los cementos de resina pueden dividirse en: macrorrelleno, microrrellenos e híbridos. Los mejores para cementado son los cementos de resina de microrrelleno e híbridos finos. Estos cementos contienen principalmente Bis-GMA y/o resinas de dimetacrilato de uretano, y un relleno de vidrio o sílice ahumada. ⁽⁵⁾

Para satisfacer los requerimientos clínicos se dispone de diferentes tipos de cementos de resina, como son los de polimerización química, fotopolimerizables y de polimerización dual. ^(8,12)

Sistemas de Polimerización química: la mayoría de estos cementos tienen un tiempo de endurecimiento de 150-200seg. La ventaja de estos materiales es que pueden polimerizar en zonas donde no llega la luz.

Algunos cementos de polimerización química: Rely X Veneer Cement 3M ESPE®, Procelite Kerr® Insure Cosmedent®. ^(11,14)

Sistemas Fotopolimerizables: Van a comenzar a endurecer por efecto de la luz, en presencia de un sistema de canforoquinona-amina. Incluyen una gama amplia de tonos, tintes y opacificadores. La mayor ventaja es el tiempo de trabajo, que facilita la eliminación de excesos antes del fraguado, el mayor inconveniente es que las restauraciones poco transparentes no dejan pasar la suficiente luz por tanto puede no haber una polimerización completa, lo que disminuye la adhesión. En los casos de inlays con espesores mayores a 2 mm, la solución sería prolongar el tiempo de polimerización recomendado por el fabricante. Algunos cementos fotopolimerizables: Rely X Veneer Cement 3M ESPE®, Procelite Kerr® Insure Cosmedent®. ⁽¹⁴⁾

Sistemas de curado dual: en estos cementos la reacción química comienza en el momento de mezclar las dos pastas (base y catalizador), Los cementos duales poseen componentes quimioactivadores y fotoactivadores, mediante la activación por luz se añade una gran cantidad de radicales químicos al sistema activador-iniciador, lo que va acelerar la reacción y así, después de la reacción inicial, la polimerización podría continuar en zonas donde la luz no puede alcanzar. Están indicados para porcelana, inlays de resina, onlays y coronas. Algunos son radio pacos. Algunos cementos duales: Compolute 3M ESPE®, Duo Link Bisco®, Panavia F Kuraray®, RelyX ARC 3M ESPE®, Cement It! Universal®, Imperva Dual Shofu®, Calibra Dentsply/Caulk®, Nexus2 Kerr®, Variolink II Ivoclar Vivadent®, Ilusion Bisco®, Principle Dentsply Caulk®.

Sistema de curado dual autograble: Con este tipo de cementos para cementar porcelanas requiere menos de la mitad de tiempo que las técnicas convencionales estas son opiniones del Dr. José Luís Ruiz de la Universidad del sur de California: RelyX Unicem 3M ESPE ®. ^(13,15)

2.4.- Consideraciones generales de las cerámicas dentales

Un material cerámico es aquel de naturaleza inorgánica o mineral no metálico, que se procesa mediante calor, en un horno o al fuego. Las porcelanas serían las cerámicas de mejor calidad, obtenidas de materias primas debidamente seleccionadas, que una vez cocidas presentan menor porosidad, mejores propiedades mecánicas, con un excelente aspecto y un acabado superficial en todos los aspectos.

Las porcelanas dentales se componen principalmente de óxidos metálicos y otros materiales cerámicos tradicionales. Estas pueden clasificarse dependiendo de su composición, temperatura de cocción, o por el proceso de fabricación. ^(4,8)

2.5.- Composición de las cerámicas dentales

Las cerámicas dentales están básicamente constituidas por feldespato, el óxido de silicio, el caolín, la alúmina, fundente, colorante, maquillaje.

Los componentes básicos de las cerámicas dentales o porcelanas son los siguientes:

Feldespato: es el nombre genérico de los silicatos alumínicos, que contienen también potasio, sodio y calcio. Da nombre a un grupo de porcelanas convencionales.

Sílice: (cuarzo) es el mineral más difundido de la corteza terrestre y por tanto muy abundante en la naturaleza es transparente, incoloro, brillante y muy duro. Tiene un elevado punto de fusión, un coeficiente de dilatación lineal muy pequeño y es muy estable químicamente, pues apenas es atacado por los ácidos salvo el fluorhídrico.

Dióxido de silicio: (SiO_2), entra en la composición de muchas porcelanas dentales.

Alúmina: es el óxido de aluminio (Al_2O_3) está presente en casi todas las porcelanas y cerámicas dentales. La presencia de alúmina en distintas proporciones da lugar a un aumento de la dureza y disminuye de forma importante el coeficiente de expansión térmica de la porcelana. Su forma natural de presentación es el corindón.

Caolín: se utiliza en las porcelanas dentales en pequeñas cantidades (4%).

El caolín es el silicato hidratado de alúmina. Es la más fina de las arcillas y su presencia es necesaria para el moldeamiento de la porcelana. Le confiere plasticidad y facilita la mezcla con el agua manteniendo la forma durante el secado y el horneado, lo que permite, dependiendo de la composición, hacerse densa y resistente sin perder la forma.

Otros componentes:

Fundentes: son aquellos materiales que se agregan a las porcelanas para disminuir su temperatura de cocción. Los pigmentos o colorantes, se derivan de óxidos metálicos que se trituran y se mezclan con el polvo de feldespato. Los óxidos utilizados con más frecuencia son el óxido de estaño para opacificar, óxido de hierro para dar un matiz marrón, óxido de cobre para los tonos verdes, óxido de titanio para el amarillo, óxido de cobalto para el azul, óxido de níquel para el marrón y óxido de magnesio para el morado. ^(4,8,16)

3.- CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS DENTALES

Las cerámicas dentales pueden clasificarse según su composición en convencionales o de concepción clásica, y cerámicas de ingeniería avanzada o de concepción moderna.

3.1.-Porcelanas convencionales

La composición básica de estas porcelanas, consiste en una matriz de feldespato en el que estaban dispersas partículas de cuarzo y menor cantidad de caolín.

Se distinguen varios tipos:

- Porcelanas feldespáticas clásicas: contienen una alta cantidad de feldespato, un 60% aproximadamente, un 25% de sílice y el caolín ha sido sustituido por materiales fundentes. Se clasifican según la temperatura de fusión en alta, media y baja fusión.

- Porcelanas Aluminosas: debido a su gran fragilidad a las porcelanas feldespáticas de baja fusión se le añadió cantidades de hasta un 50% en volumen de óxido de alúmina, el cual presenta una temperatura de fusión mucho más elevada que las porcelanas de baja o media fusión, lo que da origen a un material compuesto donde hay un material que funde antes (matriz), mientras que el óxido de aluminio el cual tiene un elevado punto de fusión, queda repartido por toda la masa en forma de pequeñas partículas dispersas.
- Porcelanas para unión cerámico-metálicas: en la unión entre porcelana y metal existen factores de índole, químico y factores de naturaleza físico-mecánica. Los factores químicos significan que reaccionan químicamente entre la superficie de la aleación y la capa más próxima de la porcelana, y esta se realiza a altas temperaturas. Entre los átomos de oxígeno presentes en la porcelana y los metales componentes en la aleación se deben establecer uniones químicas verdaderas y estables formadas por capas de los óxidos metálicos correspondientes. Las uniones de naturaleza físico-mecánica, se refiere a las uniones secundarias de Van der Waals y por otro, las que se establecen mediante retenciones o trabas mecánicas. ^(3,4,5,8)

3.2.-Porcelanas de concepción moderna o vitrocerámicas modernas

Con el deseo de obtener más biocompatibilidad se desarrollaron los sistemas de cerámica pura. La mayoría de estos sistemas se elaboran de modos distintos: se emplean técnicas de capas, colado, inyección y presión, así como cerámica vítrea. Para aumentar la resistencia se emplean partículas cristalizadas a modo de rellenos de alta estabilidad.

Las cerámicas de vidrio suelen tener mejores propiedades físicas, como mayor resistencia a la fractura, al choque térmico y a la erosión.

Estas son porcelanas que se fabrican en estado vítreo, no cristalino y se convierten posteriormente al estado cristalino mediante tratamiento calórico. Se denomina estructura vítrea a todo fundido que solidifica en forma amorfa, mediante redes tridimensionales cuya principal característica es la falta total de simetría y donde ninguna unidad estructural sigue un patrón cristalino. Existe una gran variedad de estas cerámicas y su composición es heterogénea con mezclas muy complejas de diversos materiales.

Estos materiales han sido introducidos en el mercado para la elaboración de restauraciones puramente cerámicas, tales como incrustaciones, carillas, coronas, incluso puentes cortos, etc. Presentan una muy alta resistencia mecánica, por lo que no necesitan una base metálica previa. Muchas de estas técnicas se basan en colocar capas de distintos cerámicos, con propiedades diferentes. El resultado estético es óptimo, estos compuestos gozan de excelentes propiedades ópticas, en cuanto a translucidez y glaseado superficial.

En lo que respecta a la composición puede indicarse que son mezclas muy complejas, casi todas, con alguna excepción, contienen sílice y alúmina en diversas proporciones. Muchas deben recibir el proceso de ceramización, y otras llevan las partículas ya cristalizadas incorporadas desde su fabricación. Una ventaja es su escasa contracción, lo que las diferencia de las convencionales.

Hay materiales vitrocerámicos que se puede obtener por diversos métodos de procesado, puede centrifugarse (colado), o comprimirse al vacío (inyección) en el interior de un revestimiento empleando el proceso de "cera perdida", sobre muñón o modelo refractario, o diseñados y elaborados mediante ordenador. ^(4,8,16,17)

3.3.- Vitrocerámicos elaborados mediante técnica de colado o inyección

Se manejan mediante técnicas idénticas a la de los metales, lo que significa elaborar un patrón de cera, que al aplicar de calor suave se elimina dicha cera, para luego introducir en el molde la masa de material vitrocerámico, a alta temperatura, con buenas características de fluidez. Para este proceso se hace necesario un equipamiento especial. ^(4,16)

Ventajas del sistema de inyección.

- La micro estructura de la restauración viene definida por el fabricante y solo puede modificarse ligeramente durante el proceso de inyección.
- Debido a la elevada viscosidad durante la fase de fluido se puede evitar la formación de una pronunciada y nada favorable capa de reacción con el revestimiento.
- Un excelente ajuste de la restauración. ⁽¹⁷⁾

Dentro de este tipo de cerámica tenemos:

Cerámica vítrea colada IPS-Empres: Es una cerámica vítrea preceramizada, que se calienta en un molde cilíndrico y a continuación se prensa bajo presión para darle la forma. Esta cerámica contiene una alta proporción de cristales de leucita, lo que le proporciona una mejor resistencia a la fractura y a la flexión. Al ser una cerámica vítrea mejora visualmente las propiedades de transmisión de luz.

La técnica IPS-Empress esta basada en la técnica tradicional de la cera perdida, y el material restaurador que debe ser comprimido es ceramizado previamente por el fabricante. La restauración con este sistema puede ser

mejorada estéticamente mediante la técnica de tinción o la de adición por capas.

Es una cerámica que funde a unos 1075 °C y precisa un horno especial para efectuar el colado bajo presión. Esta cerámica no precisa ceramización, ya que está presente la leucita (un silicato de aluminio y potasio) en forma de pequeños cristales repartidos por la masa del material dispensado en forma de pastillas.

Cerámica vítrea colada IPS-Empress II: En contraste con los cristales de leucita contenidos en la cerámica de vidrio IPS-Empress, la fase cristalina de esta cerámica, está formada por disilicato de litio, con propiedades mejoradas comparadas con otras cerámicas de vidrio que contienen este componente, y funde a 920° C. Esta cerámica, puede ser, para estructuras o para recubrimiento, esta última por la distribución de los cristales de fluorapatita que contiene, le proporciona propiedades óptimas que se asemejan al diente natural. ^(2,17)

Cerámica vítrea colada **Dicor**: Funde a 1360° C, entre sus componentes está el sílice, óxido de aluminio, óxido de potasio, óxido de magnesio, fluoruro de magnesio y óxido de circonio. La fase cristalina se compone de fluoromica tetrasílica, que da fuerza y resistencia a la fractura. Llega a obtener hasta un 55% de cristalización por un procedimiento que consiste en que después de que la cerámica esta endurecida y enfriada, se somete a una temperatura de 1075°C, durante seis horas, ello proporciona una traslucidez adecuada de la masa.

Recientemente se han desarrollado nuevas generaciones de este tipo de cerámica entre ella se encuentra la cerámica **Dicor MGC**, que es una vitrocerámica tallada o torneada.

Cerámica colada de apatita **Cerapearl**: Está compuesta por una cantidad importante de óxido de calcio, seguido de sílice, anhídrido fosfórico, y óxido de magnesio. Su ceramización se realiza a 870°C durante una hora. Esta cerámica tiene la particularidad de que durante el proceso se formen cristales de oxilapatita que posteriormente se transforman en hidroxiapatita; debido a ello la firma productora hace énfasis en la marcada biocompatibilidad del material con los tejidos calcificados del diente.

Cerámica aluminosa **Cerestore**: Consistía en una cerámica muy resistente, rica en alúmina, en la que se empleaban procedimientos de inyección o colado para elaborar el núcleo de la restauración, sobre la que se depositaba una cerámica convencional. Fue mejorada y sustituida por la ALL-Ceram. ^(5,16,17)

3.4.- Vitrocerámicos elaborados sobre muñón o modelos refractarios

El moldeado de la cerámica se realiza sobre una base o muñón resistente al calor, lo que permite su sinterización posterior mediante horneados correspondientes.

Suelen ser necesarios muchos pasos para la obtención de la restauración final.

Entre estas se encuentran:

Cerámica HI-Ceram: Tiene un alto contenido en alúmina, presenta muy escasa contracción y gran estabilidad, no es necesario equipamiento especial, pero si precisa de varios pasos para su elaboración.

Cerámica In-Ceram: Es una cerámica aluminosa, se elabora con aparatología específica, mediante un procedimiento de tres pasos: primero un sinterizado convencional durante 10 horas a 1120°C, a la

masa resultante porosa se le somete a un segundo paso de infiltración, durante este la masa que se ha obtenido se coloca sobre una lámina de platino y de aluminio bañada en una masa del vidrio de infiltración más agua. Después de 4-6 horas se obtiene un material duro, rígido y sin porosidad. El tercer paso consiste en colocar capas cerámicas de concepción convencional.

Cerámica Mirage II Fiber: Es una vitrocerámica constituida por dos masas cerámicas diferentes, la primera denominada Fiber contiene en su estructura filamentos de SiO_2 , con la que se elaboran las cofias y los núcleos de los pñnticos, La segunda es una cerámica feldespática, con la que se recubre la anterior en caso de coronas y puentes, así como en la elaboración de carillas, inlays y onlays.

Cerámica Optec: Es otra cerámica con fase cristalina a base de leucita, se elabora mediante un proceso de sinterizado, es bastante dura presentando un alto grado de abrasividad frente al esmalte antagonista.

Cerámica Cerinate: Es una cerámica que se maneja por técnicas convencionales. Se trata de un material de composición básicamente feldespática, con la que se obtienen resultados estéticos óptimos, junto a una gran resistencia mecánica. ^(4,5,17)

3.5.- Vitrocerámicos diseñados y elaborados mediante ordenador. (CAD-CAM)

CAD son las iniciales de Computer Aid Design y CAM son las de Computer Aid Manufacturing. Consisten en procedimientos donde la elaboración de la restauración parte de bloques de materiales ya preparados. Son sistemas diseñados y elaborados para la producción asistida mediante ordenador de restauraciones cerámicas, las cuales trabajan según el principio de la impresión óptica. Estos sistemas fueron desarrollados para eliminar las micro porosidades, la falta de

homogeneidad y las contracciones inevitables a altas temperaturas de cocción. (4,17,18)

4.-SILANIZACIÓN

La silanización fue introducida por Bowen en 1962. La utilización del silano sirve para la unión química entre el cemento y la porcelana, el silano es el responsable en la unión de matriz orgánica y carga inorgánica.

Y la silanización en porcelana se hace por que la porcelana contiene materiales vítreos que están expuestos y el silano reacciona con las porciones expuestas de la porcelana.

Los silanos se podrían dividir en dos categorías, los silanos hidrolizados o preactivados y los no hidrolizados o activados por ácido, el hidrolizado se aplica directo a la porcelana y se deja que evapore el componente alcohólico o el solvente que contenga, y el silano no hidrolizado se aplica sobre la porcelana después de colocar ácido.

Se dice que no existe un acondicionamiento ácido patrón que se utilice para todos los tipos y marcas de porcelana por lo tanto la concentración del ácido y el tiempo de acción van a variar para que exista una mejor unión. El técnico dental es el encargado de conocer el mejor acondicionamiento que se usa para la porcelana.

Y una efectiva silanización va depender de una superficie libre de residuos del ácido utilizado, por que estos van impedir una correcta adhesión entre el silano y la porcelana.

También hay que seguir cuidadosamente las indicaciones de cada fabricante y respetar los tiempos. ^(3,4,5,6,15)

5.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Para tener un buen éxito en la adhesión con cerámica libre de metal un paso importante es el grabado de la cerámica, y que todo laboratorio dental la debe de mandar previamente grabada y esto no lo sabemos con exactitud por esto puede surgir un problema, cuando se hacen las pruebas en el paciente se contamina la cerámica dentro de la boca del paciente y se recomienda volverla a grabar antes de cementarla.

¿Los cementos autograbables tendrán buena adhesión a cerámica utilizando un fluoruro como grabador?

6.- JUSTIFICACIÓN

Por lo anterior se realizó un estudio donde se determino si la fuerza de adhesión entre la cerámica y el cemento autograbable varia al utilizar dos medios para grabar la cerámica uno el flúor y silanizando.

7.- OBJETIVOS

7.1.- Objetivos generales

Determinar la fuerza de adhesión que proporciona un cemento autograbable a cerámica libre de metal al tratarse con dos diferentes sistemas de grabado.

7.2.- Objetivos específicos

- Determinar la fuerza de adhesión que proporciona el cemento autograbable RelyX Unicem 3M ESPE USA® a cerámica libre de metal colocando Silano RelyX Ceramic Primer (3M ESPE USA.)®
- Determinar la fuerza de adhesión que proporciona el cemento autograbable RelyX Unicem 3M ESPE USA® a cerámica libre de metal al grabarse con Flúor.
- Comparar los resultados obtenidos anteriormente entre si y determinar cual de los dos sistemas de grabado proporciona una mejor adhesión.

8.- HIPÓTESIS

La adhesión de cementos autograbables a cerámica dental es mayor cuando se silaniza que cuando se graba con flúor.

9.- RECURSOS

9.1.- Humanos:

- Alumno
- Director

9.2.- Físicos:

- Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la DEPeI.

9.3.- Material y equipo

9.3.1.- Equipo

1. Maquina universal de pruebas mecánicas INSTRON (USA) Massachusset
2. Estufa HANAU a temperatura de 37 ° C (USA)®
3. Horno de Inyección EP 600 Combi(Ivoclar Vivadent ALEMÁNIA)®
4. Horno Vulcan 3-130 Dentsplay (USA)®
5. Arenador Renfert Vortex compact (ALEMANIA)®
6. Pulidora metalografica Buehler LTD (USA) ®
7. Lámpara de Resinas 3M ESPE □lijar Free Light 2 de 1100 mw. (USA)®
8. Amalgamador Mixomat Degusta (ALEMANIA)®
9. Mezcladora de Vacío Whip Mix (USA)®
10. Vibrador Bufalo (USA)®
11. Jeringa triple
12. Vernier Max-cal (USA)®
13. Cronómetro digital Sper Scientific (CHINA)®
14. Hacedor de acero inoxidable de 10 mm de diametro

15. Dos probetas
16. Anillos de aluminio
17. Loseta de vidrio
18. Papel abrasivo de carburo de silicio de grano 400 y 600
19. Moldes de silicón con una perforación de 4 mm de diámetro al centro
20. Torundas de algodón

9.3.2.- Material

1. Cera ProArt Ivoclar Vivadent (ALEMÁNIA)®
2. Revestimiento CS Pressceramic, Feguramed(ALEMÁNIA)®
3. Agua bidesdilada
4. Pastillas de cerámica IPS Empress Esthetic Ingots (Ivoclar Vivadent ALEMÁNIA)®
5. Acrílico Autopolimerizable
6. Vaselina
7. Silano 3M ESPE RelyX Ceramic Primer (USA) ®
8. Flúor Viarden (MEXICO)®
9. Cemento autograbable RelyX Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement. (USA)®

10.- METODOLOGÍA

10.1.- Población Muestra

Se emplearon 20 muestras divididas en dos grupos

- Grupo 1: 10 muestras de cerámica prensada Empress esthetic las cuales se les aplico como medio adhesivo silano y posteriormente un cemento autograbable.
- Grupo 2: 10 muestras de cerámica prensada Empress esthetic las cuales se les aplico como medio adhesivo flúor y posteriormente un cemento autograbable.

10.2.- Criterios de inclusión

Muestras de cerámica IPS Empress Esthetic Ingots de 10mm de diámetro y 1 mm de espesor dentro de un molde de acrílico autopolimerizable Nictone.

10.3.- Criterios de exclusión

Todos aquellos que no reúnan los criterios de inclusión.

10.4.- Variables de estudio

- **Independiente**
 - Espesor de las muestras
 - Tiempo de enfriamiento del cubilete
 - Temperatura de inyección de la cerámica
 - Tiempo de secado de las muestras
 - Tiempo de grabado
 - Tiempo de fotopolimerización
- **Dependiente**

Composición de la cerámica
Composición del cemento autograble
Porcentaje de las ppm del flúor

10.5.- Método

Elaboración de muestras en cera: Se realizaron 20 patrones de cera ProArt de 10 mm de diámetro y 1 mm de espesor con un hacedor de acero inoxidable. (fig1)



figura 1 cera y Hacedor

Revestimiento: Se revistió con CS Pressceramic junto con agua bidestilada y para hacer una exacta medición de los líquidos se utilizaron dos probetas, se realizo la mezcla en la mezcladora de vacío Whip Mix (fig.2) durante 90 segundos posteriormente se vibro y se dejo fraguar durante 45 minutos siguiendo las indicaciones del fabricante. (fig.3)



figura 2
mezcladora de vacío



figura 3
revestido

Calentado e Inyección de la cerámica: Una vez fraguado se coloca en el horno a una temperatura de 800° C ^(fig.4) que permanece durante 45 minutos desencerándose y enseguida se introduce al horno de inyección Horno de Inyección EP 600 Combi (Ivoclar Vivadent Alemania) ® ^(fig.5) este previamente calentado para permanecer a una temperatura de 1075 ° C durante 26 minutos para poder inyectar pastillas de cerámica IPS Empress Esthetic Ingots y por último se saca y se deja enfriar al medio ambiente.

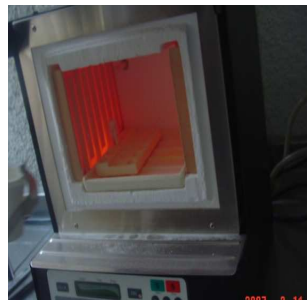


figura 4
horno



figura 5
horno de inyección

Limpieza de las pastillas y preparación de las muestras: Una vez fuera las muestras del revestimiento se limpian en un arenador a 2 Bares de presión con oxido de aluminio de 50 μm ^(fig.6), las 20 muestras de cerámica obtenidas se colocaron en una loseta de vidrio dentro de un anillo de aluminio de 1 pulgada de diámetro interno estas y se embebieron con resina acrílica autopolimerizable Nictone dentro de cada uno de los anillos. ^(fig.7) Para exponer la superficie de la cerámica se alisaron las muestras obtenidas en un pulidor gráfico con agua y papel abrasivo de carburo de silicio de granos 400 y 600. ^(fig.8)



figura 6
arenando muestras

figura 7
muestras en acrílico

figura 8
pulidor metalográfico

Selección de muestras: Las muestras montadas fueron divididas al azar en dos grupos de 10 componentes cada uno.

Grupo 1

Las muestras se lavaron utilizando la jeringa triple durante 1 minuto y después se seco totalmente con torundas de algodón, posteriormente se coloco el Silano 3M ESPE RelyX Ceramic Primer sobre la superficie de la cerámica hasta que se evaporo solo. (fig.9)

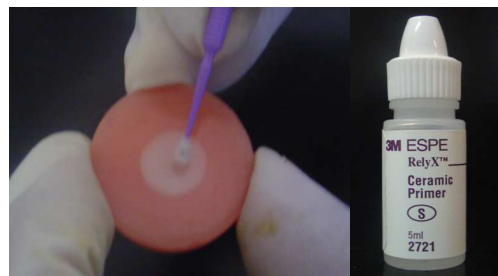


figura 9
aplicando silano

Posteriormente se preparo el material previamente colocando la capsula de cemento utilizando el activador de la capsula durante 5 segundos. ^(fig.10)

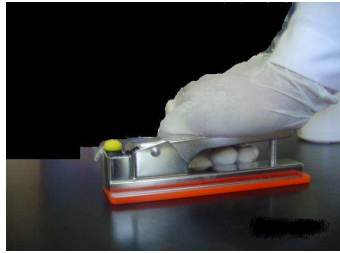


figura 10
activando capsula del cemento

Se coloco dicha capsula en el amalgamador mixomat, y se mezcló por 15 segundos, después se aplicó el cemento sobre las muestra de cerámica mediante un molde de silicón con una perforación central de 4 mm de diámetro sujetados contra la muestra de una sola intención ^(fig.11) se fotopolimerizo durante 20 segundos con una lámpara de Resinas 3M ESPE \square lijar Free Light 2, de 1100 mw de potencia. Se retiro el molde de silicón y se quito el exceso de cemento. ^(FIG.12)



figura 11
muestra sujeta
aplicando el cemento



figura 12
quitando exceso del cemento

Grupo 2

Otras 10 muestras se lavaron utilizando la jeringa triple y posteriormente se colocó el Flúor sobre la superficie de las pastillas durante 1 minuto (FIG.13) y con la jeringa triple por 1 minuto después se secó totalmente con torundas de algodón, y se repitió el proceso anterior. (fig.14)



figura 13
flúor durante 1 minuto

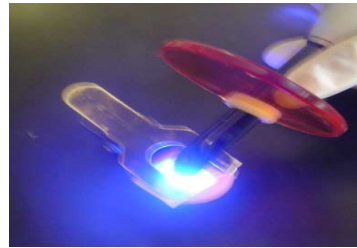


figura 14
fotopolimerizando 20 seg

Después se dejaron en la estufa durante 24 horas a una temperatura de 37° C en dos diferentes recipientes de plástico cerrados 10 muestras en cada una para hacer las pruebas al día siguiente. (fig.15)



figura 15
muestras en recipiente

Después de 24 horas se prosiguió a las pruebas con la máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON a una velocidad de cruceta de 1 mm/minuto (fig.16), se fueron colocando las 20 muestras una a una hasta finalizar las pruebas de adhesión. (fig.17)



figura 16
maquina instron

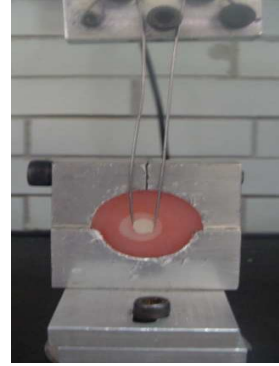
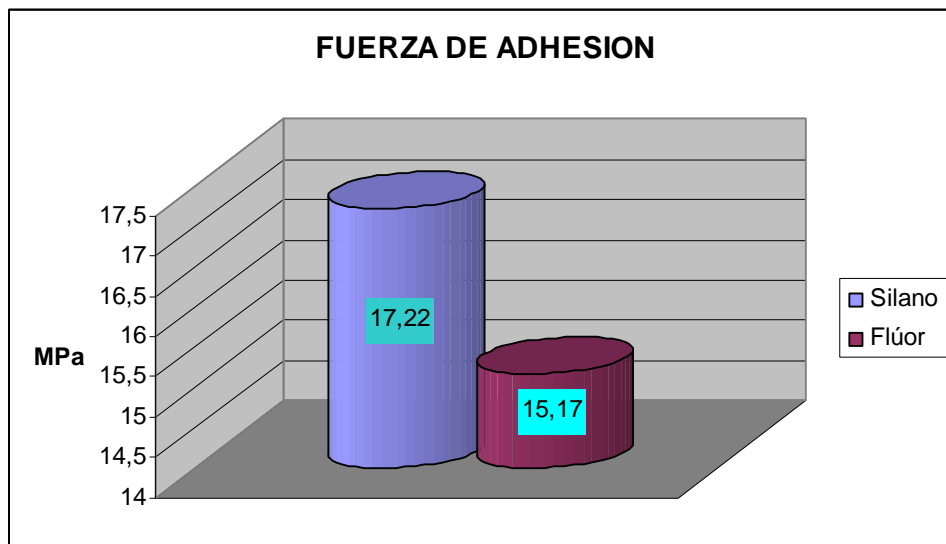


figura 17
muestras en la instron

11.-RESULTADOS

Los resultados fueron analizados utilizando el programa sigma stat 2.0 aplicando La T de student con el cual obtuvimos como resultado una fuerza de adhesión más alta para el grupo donde no se grabo y se aplico silano de la casa 3M ESPE dando una fuerza de adhesión con un valor de 17.228 Mpa, con una desviación estándar de 3.3 y un coeficiente de variación de 19.53%

El grupo donde solamente se grabo con flúor la fuerza de adhesión fue de 15.17% Mpa, desviación estándar de 4.8 y coeficiente de variación de 32.15% con un intervalo del 95% de confianza.



Tensión a la máxima carga Mpa		Tensión a la máxima carga Mpa	
Solo silano		Solo flúor	
Muestra1	12.810	Muestra 1	13.187
Muestra 2	13.289	Muestra 2	14.653
Muestra 3	19.650	Muestra 3	12.424
Muestra 4	19.688	Muestra 4	16.767
Muestra 5	19.834	Muestra 5	20.493
Muestra 6	20.024	Muestra 6	16.543
Muestra 7	13.191	Muestra 7	19.817
Muestra 8	20.577	Muestra 8	18.274
Muestra 9	15.993	Muestra 9	dato anulado
Muestra 10	dato anulado	Muestra 10	dato anulado
Promedio	15.628	Promedio	13.958
Desviación estándar	7.016	Desviación estándar	7.307
Coeficiente de Variación.	54.72	Coeficiente de variación	15.078

12.- DISCUSIÓN

Debido a que la diferencia de los valores fue relativamente poca, el uso del flúor es más conveniente ya que el costo de este es mucho menor al de un silano.

En cuanto a su manipulación y limpieza es respectivamente fácil por lo que no hay preferencias en este aspecto.

La utilización del cemento autograble se cree ayudo a que la fuerza de adhesión resultara relativamente alta aunque el uso de este cemento es complicado ya que para su uso se siguen varios pasos y el tiempo de trabajo del material es corto.

Durante el proceso para la obtención de la restauración de cerámica es indispensable seguir las indicaciones del fabricante las cuales mencionan entre otras cosas el equipo, tiempo, porcentajes de material y temperaturas adecuadas para que el material brinde las propiedades necesarias para su uso junto con un medio de adhesión y un cemento.

13.- CONCLUSIONES

Con los resultados obtenidos en este estudio se puede concluir que:

Al realizar las pruebas utilizando el silano de la casa 3M ESPE como medio de adhesión a la cerámica de Empress Esthetic utilizando un cemento autograbable de 3M ESPE se encontró un valor promedio de las 10 determinaciones de 17.22 MPa de adhesión comparándolo con los 15.17 MPa de fuerza de adhesión que obtuvo como promedio las 10 determinaciones utilizando como medio de grabado el flúor de la marca Viardent a la cerámica de Empress Esthetic utilizando un cemento autograbable de 3M ESPE se puede concluir que estadísticamente no se encontró una diferencia significativa por lo que se puede utilizar como medio de adhesión cualquiera de los dos materiales utilizados en este estudio.

14.- BIBLIOGRAFIA

- 1.-Pedro Ariño. Restauraciones parciales adhesivas del sector anterior. Gaceta Universidad de Madrid. 2005 Febrero nº 156.
- 2.- Shereen S. Azer. William M. Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 2006. 96: 397-401
- 3.-Cenk Cura, Ahmet Saracoglu. Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bond porcelain to enamel. J Prosthetic Dent 2003; 89: 394-398
- 4.-Glauco Fioranelli Vieira. Carillas Laminadas Soluciones Estéticas. 1ª ed. Venezuela. Editorial. Medica odontológica Latinoamericana. 1993. 70-73
- 5.- Ronald E. Goldstein. Odontología Estetica Vol. I. 2ª ed. Barcelona España. Editorial Ars Medica. 2002. 377-388
- 6.- Naomi Tanque. Kohyoh Soeno. Influence of acidulated phosphate fluoride solution on the color stability of indirect composites. J Prosthet Dent 2004; 92: 343-347
- 7.-Xiaoming Xu. Long Ling. Formulation and characterization of a novel fluoride-releasing dental composite. Dental Materials 22, 2006. 1014-1023
- 8.-Phillips R. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 9ª ed. México. Editorial. McGraw-Hill Interamericana. 1993. 21-27,479-530,531-560
- 9.-William J. O'Brien. Materiales Dentales y su Selección. 1ª ed. Argentina Buenos Aires. Editorial. Panamericana. 1980
- 10.-Barceló F. Palma J. Materiales dentales conocimientos básicos. 1ª ed. México. Editorial. Trillas. 2003. 103
- 11.- Macchi R.L. Agentes Cementantes en Materiales Dentales. 3ª ed. Buenos Aires. Editorial Panamericana. 2000. 311-317
- 12.-José Luis Cava Natero. Biomateriales Dentales. 1ª ed. Caracas Venezuela. Editorial AMOLCA. 2004 165-227

- 13.- Dietschi D. Spreafico R. Cementado en restauraciones adhesivas no metálicas. Conceptos actuales para el tratamiento estético de los dientes posteriores. 1ª ed. México Editorial. Masson S.A. 1998.
- 14.-Roth F. Los composites. 1ª ed. Madrid, España. Editorial Masson. 1994. 35-75
- 15.-Hans U.V. Gerth. Till Dammaschke. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites-A comparative study. Dental Materials 22, 2006. 934-941
- 16.-Craig R. Materiales de odontología restauradora. Décima ed. Editorial Harcourt Brace. 1998. 249-260
- 17.-Kenneth W. Aschheim. (2002)Odontología Estética. 2ª ed. Madrid España. Editorial. Harcourt. 2002. 137-147
- 18.-Keiichi Yoshida, Kohji Kamada. Effects of two silane coupling agents, a bonding agent, and thermal cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. J Prosthetic Dent 2001; 85: 184-189
- 19.-J.N. Anderson. Materiales de aplicación dental. 1ª ed. Barcelona España. Editorial. Salvat S.A. 1998. 167-169