



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE LA FUERZA DE
ADHESIÓN DE CEMENTOS AUTOGRABABLES EN
CERÁMICA CON Y SIN SILANO**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

MARLENE SOLÍS OLVERA

**DIRECTOR: MTRO. ENRIQUE NAVARRO BORI
ASESOR: MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA**

MÉXICO D. F.

MAYO 2007



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.

En especial doy gracias a Dios por la oportunidad que me dio de vivir y de realizarme como una persona de bien, de darme voluntad e inteligencia, así como de gozar de buena salud; le doy gracias por todos los dones recibidos, porque hoy me permite terminar una de las metas que me he propuesto; pero sobre todo quiero agradecerle por darme una hermosa familia, y que hasta la fecha puedo disfrutar la dicha de ver a mis padres juntos.

A mis padres les doy gracias por su empeño y dedicación por hacer de mi una mujer de bien, por los valores morales y religiosos que me han inculcado; gracias a ellos hoy puedo disfrutar de este logro.

Gracias a mi madre Guadalupe Olvera, porque ha dedicado su vida para darme ejemplo de lo que debo hacer, por su amor, su ternura, su comprensión, su compañía (por su siempre estar ahí cuando más la necesito) y su amistad, para ella toda mi admiración porque es una gran mujer.

A mi padre Javier Solís Carrillo por ser un excelente padre, por su esfuerzo día con día para que nada nos falte, por su entrega, su conversión, su amor, por su ejemplo constante en el trabajo, ya que el me ha enseñado a no claudicar; para él mi amor y respeto.

A mi hermana Edith le doy gracias por acompañarme en el camino de la vida, y ser un ejemplo para poder llegar a mi meta; por compartir mis tristezas y alegrías, por sus detalles, apoyo y su amor.

A Miriam que es mi hermana, mi amiga y confidente, por compartir tantos momentos conmigo, por su apoyo incondicional y su amor.

A mis familiares por su apoyo y aliento, por el cariño que me han brindado y su confianza.

A todas aquellas personas que han pasado por mi vida dejando una huella en mi corazón, porque ellos contribuyeron en gran parte para mi logro profesional.

A mis pacientes quienes se prestaron para que yo aprendiera, brindándome su confianza, muchas gracias.

A mi amiga Maribel quien me ayudó en muchos días de desvelo a estudiar, por su amistad y cariño.

A mi amiga Silvia por compartir casi 5 años de carrera, por su amistad y alegría.

A mis amigos y compañeros que hicieron que la carrera no fuera tan difícil, por los momentos agradables que vivimos juntos.

A todos los profesores que formaron parte de mi carrera como estudiante, por las bases que me inculcaron en el estudio, muchas gracias.

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN

II. MARCO TEÓRICO

DEFINICIÓN DE CERÁMICA

- ❖ **FUNDAMENTOS HISTÓRICOS**
- ❖ **PROPIEDADES DESEABLES EN CERÁMICA**
- ❖ **COMPOSICIÓN DE CERÁMICA**
- ❖ **CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS**
- ❖ **CERÁMICAS COLADAS POR INYECCIÓN A PRESIÓN**
- ❖ **ADHESIÓN**
- ❖ **CEMENTOS A BASE DE RESINA**
 - Composición y reacción de polimerización
 - Propiedades
 - Efecto Biológico
 - Ventajas y Desventajas
 - Criterios para selección y uso de los cementos de resina
 - Aplicaciones clínicas
 - Restauraciones de porcelana
- ❖ **INVESTIGACIONES REALIZADAS POR DIFERENTES AUTORES**

III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

IV. JUSTIFICACIÓN

V. OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO GENERAL

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

VI. HIPÓTESIS

VII. METODOLOGÍA

7.1 MATERIALES Y MÉTODO

MATERIALES

MÉTODO

7.2 TIPO DE ESTUDIO

7.3 POBLACIÓN DE ESTUDIO Y MUESTRA

7.4 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

7.5 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

7.6 VARIABLES DE ESTUDIO

DEPENDIENTES

INDEPENDIENTES

VIII. PLAN DE ANÁLISIS

IX. RESULTADOS

X. DISCUSIÓN

XI. CONCLUSIONES

XII. FUENTES DE INFORMACIÓN

Palabras clave: fuerza de adhesión, cementos autograbables, adhesión, cerámica, acondicionamiento.

I. INTRODUCCIÓN

Los actuales sistemas restauradores de cerámica libre de metal son una realidad creciente debido a las inmejorables propiedades ópticas y estéticas que presentan gracias a su comportamiento con la luz, la capacidad para mimetizar con los dientes naturales, etc. A pesar de las ventajas indiscutibles que poseen todavía presentan algunos problemas de tipo mecánico y funcional (como la fragilidad, la fractura, la abrasión de los antagonistas, etc.) que limitan actualmente su uso generalizado como materiales restauradores.

Tanto los nuevos materiales de cerámica, como los innovadores métodos de procesamiento asistidos por ordenador (CAD-CAM); auguran un futuro próximo donde el uso de porcelanas libres de metal sea masivo en el quehacer diario de la odontología.⁽¹⁾

La alta resistencia de las cerámicas ofrece una vasta variedad de aplicaciones clínicas, por ejemplo, postes, prótesis parcial fija, prótesis sobre implantes y Odontología Restauradora.

De todos los materiales conocidos en la actualidad la porcelana dental es el material de restauración de mejor comportamiento estético. Se considera como el material ideal por sus propiedades físicas, biológicas y ópticas que permiten mantener el color con el paso del tiempo, resistir la abrasión, además de poseer gran estabilidad en el medio oral, biocompatibilidad elevada y aspecto natural en cuanto a translucidez, brillo y fluorescencia.⁽¹⁾

La cementación adhesiva se recomienda para todas las restauraciones cerámicas; el cemento de resina autopolimerizable se indica para coronas reforzadas con alúmina (Procera, Inceram, Spinell y Zirconia).⁽²⁾

En general los cementos deben cumplir con las siguientes propiedades: biocompatibilidad, adhesividad, resistencia traccional, radiopacidad, baja o nula solubilidad, espesor de película adecuado, baja viscosidad.

Los cementos resinosos han sido clasificados de acuerdo al modo de activación en tres grupos: químicamente activados (auto curado), fotoactivados y los cementos duales; éstos últimos han mostrado tener una mayor resistencia frente a la carga oclusal.

En la actualidad se dispone de cementos resinosos duales autograbadores - autoadhesivos, los que han sido desarrollados con el fin de combinar el fácil manejo y la autoadhesión de los cementos convencionales con las propiedades mecánicas, adhesivas y estéticas superiores de los cementos resinosos.⁽³⁾

El propósito de esta investigación es estudiar la influencia de métodos de silanizado de superficie en la resistencia de cemento auto-adhesivo de resina para cerámica.

Quiero agradecer a mi profesor, Mtro. Enrique Navarro Bori, por dirigirme en la realización de mi investigación, por su tiempo, sus consejos y ayuda.

De igual manera a mi profesor, Mtro. Jorge Guerrero Ibarra por dedicarme su tiempo, por su enseñanza, por su paciencia y valiosa ayuda, mi más sincero agradecimiento por siempre.

También quiero agradecer al Dr. Alejandro Osorio Naranjo, por permitirme el uso de Laboratorio de Prótesis, por enseñarme y dedicarme tiempo.

A mi Mtra. Ma. Luisa Cervantes por su entrega, dedicación, y ayuda durante estos tres meses, su interés porque aprendiéramos la materia, muchas gracias.

Agradezco a la casa 3M por regalarme el cemento Rely X Unicem para realizar mi investigación.

II. MARCO TEÓRICO

❖ DEFINICIÓN DE CERÁMICA

Etimológicamente, el término cerámica viene del griego keramos y significa tierra quemada, hecho de tierra, material quemado. Curiosamente se suele definir por lo que no son; no son metálicos y no son orgánicos, por lo que se constituyen en objetos sólidos confeccionados por el hombre por horneado de materiales básicos minerales a temperaturas elevadas bien en un horno o directamente al fuego y en cuya estructura final se diferencian, una fase amorfa (vidrio) y otra cristalina (cristales). Así, todas las cerámicas, tanto las más finas como las más toscas, están constituidas fundamentalmente por los mismos materiales siendo la diferencia entre unas y otras la proporción de componentes primarios o básicos y el proceso de cocción empleado. Dependiendo de los distintos compuestos que los integran, del tamaño del grano, temperatura de cocción, etc., se crea un amplio espectro de materiales cerámicos que abarcan loza, porcelana y vidrio, siendo las masas cerámicas dentales tan sólo un pequeño grupo dentro del amplio espectro de las cerámicas.

En cuanto a la porcelana, ésta es una cerámica de más alta calidad, menos porosa, más dura, más rígida y con excelente aspecto y cualidades superficiales. En ella sólo se emplean componentes de gran pureza debido a los requisitos ópticos que ofrece. Pese a que de modo estricto, cerámica y porcelana no son exactamente lo mismo, es bien cierto que se utilizan indistintamente en la práctica odontológica. ⁽¹⁾

❖ FUNDAMENTOS HISTÓRICOS

La cerámica es uno de los primeros materiales producidos artificialmente por el hombre como demuestra el frecuente hallazgo de recipientes de cerámica en excavaciones y ruinas muy antiguas (23 000 años a. C.) a la vez que hace patente la estabilidad química y física que éste material mantiene a través del tiempo.⁽¹⁾

El origen de la porcelana fue en el siglo XVIII cuando vistió en Europa las mesas de las casas reales y de nobleza y se le llamaba "oro blanco".

Etimológicamente la palabra porcelana deriva de "porcellus" nombre de un crustáceo del Mediterráneo a cuyo brillo y translucidez asociaron los europeos de los siglos XVI y XVII cuando a través de las Compañías de Indias, Portuguesas, Holandesas e Inglesas, trajeron al continente europeo piezas producidas en China durante la dinastía Ming.

Pero para encontrar sus más profundos orígenes debemos remontarnos al siglo VII d. C. en China durante la dinastía Han en que por un hecho probablemente casual en un horno de cerámica la temperatura se elevó más de lo habitual, obteniéndose un producto más vitrificado, más duro y resistente, aquello que es el común de la cerámica.

Se sucedieron entre otras; épocas de espléndidas realizaciones; como durante las dinastías Tzu-Chou y Sung, que fueron las primeras piezas de porcelana que llegaron a Europa a través de Marco Polo en el siglo XIII.

Los europeos intentaron reproducir la porcelana a partir del siglo XVI, pero fue recién en 1709 y en la corte del rey Augusto de Sajonia en Meissen cuando un alquimista alemán llamado Friedich-Böttger descubre la fórmula.

A partir de la primera fábrica real de Meissen apareció luego la fábrica de Viena (Dupaquier), la de Venecia (Vezzi) y así sucesivamente durante el siglo XVIII, se crearon en casi todos los países del continente europeo

fábricas de porcelana, casi todas ellas sostenidas por las propias casas reales.⁽⁵⁾

La cerámica fue mencionada por primera vez por Pierre Fauchard (1678-1761), quien describió la aplicación del esmalte de los joyeros sobre dientes artificiales confeccionados en oro.⁽⁶⁾

Aunque a partir de 1717 los secretos de la fabricación de la porcelana china fueron revelados a los europeos por los misioneros jesuitas provenientes de oriente, las primeras aplicaciones dentales fueron debidas a un farmacéutico parisino (Dûchateau), un cirujano dentista (Dubois de Chémant) y la fábrica de Sevres en Francia.⁽¹⁾

Alexis Duchateau (1714-1792), encontró que sus prótesis dentarias de marfil se manchaban y olían después de probar las mezclas que preparaba. Intentó hacer una prótesis de porcelana en la fábrica de porcelanas Guerhard; como no era dentista sus esfuerzos fueron inútiles. Solo después de asociarse con Nicolás Dubois Chémat se vieron recompensados.

Dubois de Chémant 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 la porcelana, en 1790^(1,6, 7)

En 1792 le fue concebida la patente inglesa de 14 años para la manufactura exclusiva de lo que él denominaba “dentaduras de pasta mineral”.

A pesar de que los primeros dientes fabricados en porcelana presentaban grandes defectos como el grado de contracción durante el proceso de cocción, eran superados por la ventaja de su estética y estabilidad en el medio oral, por lo que se denominaron dientes «incorruptibles», término

que ganó gran aceptación, a la par que fue sinónimo de dientes de porcelana.^(1, 7)

El empleo de porcelanas de alta, media y baja fusión fue muy debatido. Se emplearon muchas técnicas de inlay y coronas de cerámica.⁽¹⁾

Le Breton, quien llegó a Filadelfia en 1794, fue el primer dentista de las colonias en proporcionar a sus pacientes prótesis completas de porcelana.

Giuseppangelo Fonzi (1808), publicó el primer método para producir dientes unitarios con un sistema de retención mediante pernos metálicos; presentó sus prótesis llamadas “incorruptibles terrometálicas”; creó modelos en los que construía dientes individuales de porcelana. Antes de cocerlos introducía un clavo 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 artificiales de Fonzi haciendo su color más natural cociéndolos de diferentes tierras y perfeccionando su forma a base de tallar los moldes con más habilidad.⁽⁶⁾

En Inglaterra Claudius Ash, empezó a fabricar dientes de porcelana fina en 1837, pocos años más tarde introdujo el “diente tubo” que podía insertarse mediante un tubo en la dentadura; fue ampliamente aceptado para uso en prótesis fija y también en prótesis completas.

En 1851, John Allen de Cincinnati patentó los «dientes de encía continua»; prótesis que consistía en 2 o 3 dientes de porcelana fundidos en un pequeño bloque de porcelana coloreado como encía.⁽⁷⁾

La búsqueda de material de obturación para dientes de un color adecuado continuó, guiada por el dentista y artista Adelbert J. Volck que dio a conocer en 1857 un producto, aunque insatisfactorio. A pesar de que el producto perfecto no se preparó hasta el siglo siguiente (las modernas porcelanas sintéticas o cementos de silicato), las incrustaciones de porcelana que encajaban con precisión en cavidades preparadas de

antemano estaban en el mercado en 1880. Estas, eran de aplicación muy limitada.

Con la Revolución Industrial aumentó la fabricación de dientes de porcelana, y en la segunda mitad del siglo XIX, con el advenimiento de la vulcanita, las prótesis con dientes de porcelana se hicieron más accesibles. El uso de porcelana para coronas quedó postergado hasta que la instrumentación de preparación dentaria se hizo más eficiente.⁽⁶⁾

La primera corona Jacket de porcelana se atribuye al Dr. C.H. Land, que patentó su técnica de cocción de los dientes de porcelana sobre una matriz de platino en 1887.^(1,6,7) La corona así constituida sería la primera corona hueca con aspiraciones estéticas en dientes unitarios, aunque utilizadas fundamentalmente en dientes anteriores eran muy débiles y de uso clínico limitado. No obstante años antes, en 1857, E. Maynard en Washington había construido con éxito los primeros inlays cerámicos.

La presentación de sistemas vitrocerámicos desarrollado en 1930 por Carder, consistía en un método de cera perdida para la elaboración de objetos de vidrio; en éstas vitrocerámicas se produce el principio de la dispersión de la solidificación en el que se consiguen cristales mediante el proceso cerámico en la matriz de vidrio que conducen a un aumento de la solidez estructural.

En 1958, se produjo el mayor avance hasta ese momento en cuanto a la mejoría de la estética y la transparencia de las coronas totalmente cerámicas cuando Vines y cols.⁽¹⁾ desarrollan un sistema de procesado de las porcelanas al vacío lo que redujo considerablemente la inclusión de burbujas de aire.

Sin embargo la aportación más sobresaliente no se produjo hasta 1965 en que McLean y Hugues introdujeron una técnica para reforzar la porcelana dental con alúmina (óxido de aluminio) que actualmente continúa en uso. La novedad fue que colocando sobre un núcleo de óxido de aluminio

porcelanas feldespáticas se mejoraban notablemente las propiedades de las coronas cerámicas puras.

En 1983, se produjo un nuevo hito con la introducción del sistema Cerestore, un sistema cerámico de alta resistencia y libre de contracción durante el procesado, que permitió aumentar las indicaciones de las coronas cerámicas de más alta resistencia para los sectores posteriores. En éste sistema el porcentaje de alúmina del núcleo era mayor y con un proceso de elaboración sumamente complejo, pero tenía la ventaja de que contrarrestaba la contracción durante la cocción del núcleo.

Al sistema Cerestore le siguió cronológicamente el Hi-Ceram que contiene el mismo porcentaje de alúmina que Cerestore pero que simplificaba considerablemente el proceso de fabricación con lo cual el resultado final era más predecible; sin embargo la resistencia para grupos posteriores no era satisfactoria y fue sustituido por el sistema In-Ceram en 1996. Este sistema se basa en la realización de coronas mediante un núcleo de alúmina presinterizado con un contenido de alúmina del 70% inicialmente poroso y que posteriormente es infiltrado con vidrio.

Finalmente y tras otros intentos, en 1993, se dio un importante paso en el desarrollo de las cerámicas de mayor resistencia con el concepto Procera/AllCeram. Estas restauraciones constan de un núcleo de alúmina densamente sinterizada (99.9% de alúmina) recubierta por una cerámica compatible convencional.

La introducción de estos sistemas de elevada resistencia (In Ceram y Procera/All Ceram) han posibilitado que las indicaciones se puedan ampliar, con reservas, a la realización de prótesis fijas de hasta tres unidades mediante la utilización de porcelana libre de metal.⁽¹⁾

A principios del siglo XX, el uso de porcelana para restauraciones dentales disminuyó. Alrededor de los años veinte, los resultados

satisfactorios demostrados por clínicos e investigadores renovaron su popularidad.⁽⁶⁾.

❖ PROPIEDADES DESEABLES EN CERÁMICA

1. *Propiedades ópticas de vitalidad, translucidez, brillo, transparencia, color* (posibilidad de incorporar pigmentos), reflexión de la luz y textura, lo que implica grandes posibilidades estéticas al mimetizar los dientes naturales.
2. *Biocompatibilidad local y general*. Son los que presentan el mejor comportamiento con los tejidos vivos.
3. *Durabilidad y estabilidad* en el tiempo tanto en integridad coronal como en su aspecto por la gran estabilidad química en el medio bucal.
4. Compatibilidad con otros materiales y posibilidad de ser adheridas y grabadas mediante los sistemas cementantes adhesivos actuales.
5. Baja conductividad térmica con cambios dimensionales más próximos a los tejidos dentarios naturales que otros materiales restauradores utilizados.
6. *Radiolucidez*: permite detectar posibles cambios en la estructura dentaria tallada como caries marginales y actuar precozmente especialmente en las porcelanas de alúmina densamente sinterizadas y en las feldespáticas.
7. *Resistencia a la abrasión debido a su dureza*. Esta propiedad constituye una seria desventaja y un importante problema clínico cuando se opone a dientes naturales, pues limita las indicaciones y depende directamente de la dureza del material cerámico y de la aspereza del mismo al ocluir sobre las superficies dentarias. Actualmente se considera que la porcelana vitrificada de grano fino es menos abrasiva para el antagonista.

8. *Resistencia mecánica.* Alta resistencia a la compresión, baja a la tracción y variable a la torsión, lo que las convierte en rígidas. Las causas más frecuentemente mencionadas como responsables de la fragilidad son la existencia de grietas en la cerámica y la propagación de las mismas, así como la presencia de poros por una técnica descuidada durante el procesamiento, cocción, etc. La porosidad y contracción durante la cocción exigen una técnica meticulosa para mejorar los resultados. Un intento de obviar este problema fue el fundirlas sobre metal a expensas de disminuir la estética. También se mejoró la resistencia a la fractura mediante la dispersión de pequeños cristales dentro de la estructura cerámica para impedir la propagación de las grietas. Algunas de las actuales cerámicas presentan cierta resistencia a la flexión.
9. *Procesado simple y costo:* la realización de coronas de porcelana no es precisamente fácil de realizar, lo cual representa un costo elevado.

Estos tres últimos puntos constituyen los principales inconvenientes limitantes de su uso y hacia donde deben dirigirse las investigaciones para intentar solventarlos.⁽¹⁾

❖ COMPOSICIÓN DE CERÁMICA

La porcelana es obtenida por la fusión de la arcilla blanca de China “Piedra de Jarve”.⁽⁸⁾

Tiene su origen en la porcelana triaxial tradicional (vajilla blanca) con tres componentes:

- arcilla o caolín (Al_2O_3 , SiO_2 , $2\text{H}_2\text{O}$)
- feldespato (K_2O , Al_2O_3 , 6SiO_2)
- cuarzo (SiO_2)^(1,6)

Las porcelanas se clasifican en alta, media o baja fusión.⁽¹⁾

La demanda de mayor traslucidez condujo a la eliminación virtual de la arcilla y al aumento de feldespato aproximadamente en el 80%. Las cerámicas dentales actuales son esencialmente cristales feldespáticos con la adición de óxidos (B_2O_3 , K_2O , Na_2O y CaO) para disminuir la temperatura de cocción y modificar la expansión térmica, necesaria para su adhesión al metal. Además contienen otros óxidos metálicos, como Fe_2O_3 y TiO_2 , que aportan color y opacidad. En la producción de polvos de cerámica dental, el material puro y los aditivos se calientan juntos a altas temperaturas (entre 1500 y 1800° C) y se enfrían en agua, lo que rompe la masa cerámica en partículas (fritado), que posteriormente es pulverizada. Este polvo permite la mezcla con un líquido y el modelado en forma del diente. Múltiples combinaciones de partículas de cerámica dan lugar a polvos con distinto color y traslucidez que, cuando se colocan en capas, crean los rasgos estéticos que conforman un diente. Estos dientes modelados en cerámica se someten a la temperatura apropiada en la que los bordes comienzan a fusionarse entre sí; proceso que se conoce como sinterizado y resulta en una fusión parcial de las partículas y un cambio mínimo en la forma de la masa. El calentamiento de la cerámica al vacío permite una porosidad mínima y una traslucidez óptica máxima.⁽⁶⁾

❖ CLASIFICACIÓN DE LAS CERÁMICAS

Los criterios de clasificación son muy variados y artificiosos. En unos casos se atiende a la temperatura de procesado de la porcelana, en otros a las características estructurales o a la composición, al lugar de aplicación dentaria, a la forma de elaborar o procesar las restauraciones e incluso a las indicaciones de la misma.⁽¹⁾

- Según el criterio de la temperatura de procesado

La necesidad de calor para su elaboración ha conducido a que tradicionalmente se hayan clasificado en función de la temperatura a la que deben ser procesadas.

Según este criterio las porcelanas se clasifican en porcelanas de alta, media y baja fusión. Recientemente se ha ampliado la clasificación con otras porcelanas que se trabajan a temperaturas muy inferiores e incluso en frío.

(TABLA 1)⁽¹⁾

Tabla 1: clasificación de las cerámicas atendiendo a las temperaturas de procesamiento, principales indicaciones, ventajas e inconvenientes y composiciones de las mismas					
DENOMINACIÓN	Tª	INDICACIONES	VENTAJAS	INCONVENIENTES	COMPOSICIÓN PORCENTAJE
Alta fusión	1300-1370°C	Producción industrial de dientes	> resistencia > traslucidez < solubilidad soporta muy bien modificaciones repetidas	Gasto energético elevado	
Media fusión	1100-1300°C	Núcleo de elaboración de coronas jacket	< intervalo de fusión < cambio dimensional al enfriar < porosidad superficial < grietas superficiales	La porcelana se deforma durante las reparaciones repetidas	Dióxido de silice (64,2 %) Óxido bórico (2,8 %) Óxido potásico (8,2 %) Óxido sódico (1,9 %) Óxido de aluminio (19 %) Óxido de litio (2,1 %) Óxido de litio (2,1 %) Óxido de Mg (0,5 %) Pentóxido de fósforo (0,7%)
Baja fusión	850-1100°C	Recubrimiento estético de núcleos aluminosos y técnicas ceramometálicas			Dióxido de silice (69,4 %) Óxido bórico (7,5 %) Óxido calcico (1,9 %) Óxido potásico (8,3 %) Óxido sódico (4,8%) Óxido de aluminio (8,1 %)
Muy baja o ultrabaja fusión	<850°C	Combinación con metales como el titanio. Pequeñas rectificaciones: puntos de contacto, anatomía oclusal, ángulos, etc	Mejora las propiedades de las cerámicas de media y baja fusión		
Temperatura ambiente		Procesamiento directo en clínica evitando el laboratorio de prótesis.	Evita el laboratorio de prótesis	No se conocen datos a medio plazo	

TABLA 1. Temperaturas de procesado y las principales indicaciones clínicas de este tipo de porcelanas. El lograr con temperatura de cocción alta o baja o muy baja presenta una serie de ventajas e inconvenientes que se reflejan en la misma tabla.⁽¹⁾

La principal ventaja sobre el producto final que presentan las porcelanas de medio o bajo punto de fusión es que durante el enfriamiento acontecen menores cambios dimensionales, lo que se traduce en menor aparición de grietas y porosidad superficial. Sin embargo, la deformación que sufren por cocciones repetitivas por ejemplo por causa de pruebas o reparaciones es un factor limitante en su uso. No obstante hoy por hoy las porcelanas de bajo punto de fusión son casi tan resistentes como las de alto punto de fusión y presentan una solubilidad y traslucidez adecuadas.⁽¹⁾

- Según la composición y características estructurales

Pese a tener una composición genérica, que se analizará más adelante, el predominio de uno u otro de sus componentes da lugar a un sistema de clasificación. (TABLA 2).⁽¹⁾

Tabla 2: clasificación de las porcelanas atendiendo al componente mayoritario que las integran			
Clasificación	Denominación	Compuesto principal	Peculiaridades
Cerámicas convencionales	feldespáticas aluminosas	feldespato Óxido de aluminio	Poco estéticas Más resistentes y más estéticas que feldespáticas
Modernas vitrocerámicas	Cerestore* Dicor Hi-ceram* In-ceram IPS-Empress Optec.HSP Procera/allceram Cerapearl	Alúmina Vidrio de bario Sílice > 50% Alúmina leucita Alúmina 67% Sílice 20% Alúmina 85% zirconio Leucita Alúmina 17% Leucita Sílice > 20% Alúmina 99,9% Sílice Anhídrido fosfórico	Granos de muy distintos tamaños, métodos de procesamiento muy diversos, mejoría de la resistencia a la flexión

* actualmente ya superadas y abandonadas para uso clínico

TABLA 2. Compuesto principal, denominación y peculiaridades de cerámicas convencionales y modernas vitrocerámicas.⁽¹⁾

- Según el sistema de procesado y presentación

La nueva clasificación atendiendo al sistema de procesado (TABLA 3).⁽¹⁾

Tabla 3: clasificación de las porcelanas atendiendo al criterio del sistema de procesamiento					
Clasificación por el sistema de procesado	Nombre comercial	Presentación	Técnica	de colores	Recubierta superficial mediante otras porcelanas
Convencional	Optec Duceram	Polvo+lechada	Capas sobre troquel	diversos	No precisa
Colada	Dicor	Pastillas: lingotes sólidos	Cera perdida	único	Porcelana feldespática
Torneada	Cerec Dicor MGC Celay Procera Allceam	Lingotes cerámicos	CAD-CAM	diversos	Porcelanas compatibles
Prensada o inyectada	IPS- Empress Optec prensada	Lingotes cerámicos	Cera perdida		Porcelana feldespática
Infiltrada	In Ceram	Polvo: Sustrato poroso y vidrio infiltrado			Porcelana feldespática

TABLA 3. Cerámica dental de acuerdo al sistema de procesamiento que son convencional o sinterizado, colada o vaciado, torneada, prensada o inyectada e infiltrada.⁽¹⁾

❖ CERÁMICAS COLADAS POR INYECCIÓN A PRESIÓN

Dependiendo de la temperatura de inyección, podemos diferenciar las cerámicas inyectadas a baja temperatura (Cerestore o All- Ceram) y las inyectadas a alta temperatura (IPS-Empress y IPS.-Empress 2).⁽⁹⁾ El Sistema IPS EMPRESS (Ivoclar/Vivadent)[®], se basa en la tradicional técnica de cera perdida. El material restaurador se compone de pastillas de cerámica vitrificada parcialmente preceramizadas por el fabricante y procesadas en laboratorio. Consiste en una cerámica feldespática reforzada con cristales de leucita^(6, 8, 9), lo que previene la propagación de microfracturas que podrían expandirse por la matriz vítrea.⁽⁸⁾ Está compuesta por un 63% SiO₂, un 17.7% de Al₂O₃, un 11.2% de K₂O, un 4.6% de Na₂O, un 0.6% de B₂O₃, un 0.4% de CeO₂, un 1.6% de CaO, un 0.7% de BaO y un 0.2% de TiO₂. La fase cristalina consiste en cristales de leucita y la proporción de los mismos varía según se trate de un opacador (41.3%) o de porcelana dentina (23.6%).^(8, 9)

La técnica de la porcelana inyectada a presión fue presentada en 1936 por Seefelder y se utilizaba para la fabricación de prótesis completas de porcelana. En 1990, a partir de los trabajos de Schärer y Wohlwend, Ivoclar presentó este nuevo tipo de cerámica para la realización de coronas, inlays y carillas.⁽⁹⁾

La corona es encerada y se incluyen en revestimientos refractarios aglutinado por fosfato, en un sistema de mufla especialmente desarrollado para la inclusión de la cera y colocación de las pastillas de cerámica.^(8, 9)

El cilindro se precalienta hasta los 850° C, los lingotes de cerámica ajustan con precisión dentro del formador bebedero y se usa un rodete de cerámica como dispositivo de tipo pistón para empujar la cerámica al interior del espacio de revestimiento. El patrón de cera se quema y el lingote de cerámica calentado y el émbolo cerámico de óxido aluminoso se coloca en el espacio creado por el patrón de cera.⁽⁶⁾

Se incrementa la temperatura hasta 1150° C y se inyecta la cerámica en el interior del cilindro en el horno de inyección EP500/EP600/ EP600 Combi.⁽⁹⁾

El tiempo empleado es aproximadamente de 45 min.⁽⁶⁾

Posteriormente se deja enfriar y se elimina el revestimiento de la pieza inyectada y se termina la restauración, según los requisitos estéticos con IPS Empress Técnica de Maquillaje o los materiales de IPS Empress Esthetic Veneer.

El sistema permite la realización de restauraciones mediante la técnica de maquillaje, y pueden utilizarse pastillas de diferentes transparencias, modificadas por medio de pigmentos superficiales, se recomiendan para *inlays*, *onlays* y *carillas* pero para obtenerlas es necesario que el horno esté a una temperatura de 1050° C.

La técnica de estratificación se realiza por medio de polvos previamente coloreadas de acuerdo con las escalas de color Vita e Ivoclar, que producen una infraestructura cerámica del color de la dentina, que se obtiene a una temperatura del horno de 1180° C, sobre la que se aplica la porcelana de forma convencional. El polvo utilizado puede variar de color y opacidad, de acuerdo con la necesidad. Los procedimientos para la coloración de la superficie de la restauración y aplicación del glaze aumentan su resistencia a la flexión hasta 215 MPa; sin embargo, esta mezcla no permite la confección de prótesis parciales fijas.⁽⁸⁾

Se ha determinado que con la técnica de inyección a presión aumenta la resistencia, no sólo porque disminuye la microporosidad, sino porque también da lugar a una distribución más uniforme de los cristales de leucita en el interior de la matriz vítrea (74-126 MPa tras el colado).⁽⁹⁾

El crecimiento de la estructura de los cristales de leucita en una matriz de vidrio de silicato y las fuerzas resultantes le proporcionan una mayor resistencia.

Para éste sistema se recomienda el uso de los sistemas de cementación a base de resina, acompañado por la microrretención mecánica, mediante el acondicionamiento de la superficie interna con ácido fluorhídrico y

silanización para permitir la adecuada saturación de las microrretenciones y evitar eventuales propagaciones de microfractura.⁽⁶⁾

- Indicaciones y contraindicaciones del Sistema IPS Empress

➤ Indicaciones

- Inlays (glaseados)
- Onlays (glaseados)
- Carillas (glaseadas y parcialmente estratificadas)
- Coronas posteriores (glaseadas y parcialmente estratificadas).

➤ Contraindicaciones

- Coronas totalmente blindadas
- Reconstrucción de puentes
- Preparaciones muy subgingivales
- Pacientes con una dentición muy reducida
- Bruxismo
- Espacio reducido

❖ ADHESIÓN

Las técnicas adhesivas propiciaron el surgimiento de los más variados tipos de restauraciones en cerámica (carillas, onlays e inlays).

La adhesión al esmalte persiste como el tipo más confiable de adhesividad.

La adhesión al esmalte sufrió modificaciones en su técnica, como consecuencia de la introducción de nuevos productos (acondicionadores ácidos o precursores)

CHEN y cols. sugirieron que la fotopolimerización simultánea de la resina fluida y de la resina compuesta aumentaría la adhesión al esmalte. SUMMIT y cols. Observaron que un lavado deficiente del acondicionador resultaría en una disminución de la adhesión. El tiempo del acondicionamiento ácido y la presencia de humedad dependen del acondicionador y el sistema adhesivo a ser utilizado.

Como una interfaz cerámica/resina de cementación, la adhesión entre materiales restauradores y la resina de cementación también debe ser reforzada por mecanismos de retención micromecánica y/o química, microrretenciones producidas por un tratamiento ácido de superficie (compuestos de flúor), piedras diamantadas o baño abrasivo intrabucal con óxido de aluminio y la unión química a través de organosilanos.⁽¹⁰⁾

La unión entre cerámicas y resinas para cementación también ha sido descrita desde 1983. Precursores, como el ácido fluorhídrico al 96%, fluor fosfato acidulado a 4 % o difloruro de amonio deben ser usados previamente al agente de unión química, organosilano, simplemente silano (3M, Mirage, Ultradent, Kerr) y la resina fluida que acompaña la resina compuesta de cementación propiamente dicha.

El efecto del ácido fluorhídrico, del fluor fosfato acidulado, del difluoruro de amonio, el óxido de aluminio, el silano y la combinación de estos, verificando que sólo la unión química con el silano mejoró significativamente la adhesión al cemento resinoso.

Con IPS Empress 2, el ácido fluorhídrico arremete la fase vidriosa de la cerámica, disolviendo la superficie y consecuentemente hace sobresalir los cristales de disilicato de litio desde la matriz vidriosa. Además los agentes de silano presentan características bifuncionales, promoviendo una interacción química entre la fase sílica y de vidrio y el grupo de metacrilato de resina a través de adhesivos siloxano.

El grabado y silanización incrementan la energía de superficie y habilidad de humedecer el substrato de cerámica, el cual decrementa el ángulo de contacto entre la superficie de cerámica y cemento de resina; sin embargo el ácido fluorhídrico es peligroso, particularmente si se usa para reparar cerámica intraoral. En lugar de un claro beneficio, la capa de silano para aumentar la fuerza de adhesión, queda una adhesión débil.⁽¹⁰⁾

❖ CEMENTOS A BASE DE RESINA

En el proceso de adhesión se tiene por objeto relacionar las propiedades físicas del material a la capacidad de unión con las estructuras del diente.

Las opciones restauradoras indirectas utilizan como forma de unión entre el material restaurador (metálico, resinoso o cerámico) y el remanente dental, una sustancia fácilmente adaptable a las dos superficies con la función de unir y retener el sustrato denominado cemento.

El cemento va a revestir y sellar el espacio microscópico existente entre las superficies de contacto para asentamiento del material restaurador a la estructura dental, impidiendo así, la penetración del fluido oral y la invasión bacteriana.^(8, 10) Por lo tanto un agente cementante ideal debería tener características de resistencia a la fuerza compresiva y traccional, pocos cambios volumétricos y ser insoluble en los fluidos orales.

La fuerza de retención depende de la resistencia del cemento y resiste a las fuerzas sobre una prótesis que pudieran removerla.⁽⁸⁾

Actualmente, el procedimiento de unión y retención de las restauraciones indirectas utilizan la tecnología de los sistemas adhesivos combinados con cementos a base de resina.

En la unión micromecánica podemos citar los cementos resinosos que presentan resistencia a la tensión, variando entre 30 y 40 MPa (cinco veces mayor que la del cemento fosfato de cinc) y que cuando son utilizados sobre una superficie irregular pueden crear una unión micromecánica eficaz. Esta superficie irregular necesaria para la unión micromecánica puede ser producida a través del acondicionamiento ácido; sobre la superficie de esmalte con ácido fosfórico al 37%, sobre superficie cerámica a través de ácido fluorhídrico y sobre metales a través de tratamiento electrolítico o microarenado con óxido de aluminio.⁽⁶⁾

- Composición y reacción de polimerización

El desenvolvimiento de la resina compuesta asociada a la técnica de acondicionamiento ácido para unir materiales resinosos al esmalte y dentina propició el advenimiento de una variedad de cementos a base de resina.

La composición de cementos resinosos es similar a aquella de las resinas compuestas, en el cual la base es el sistema monomérico Bis-GMA o UDMA combinado con otros monómeros de menor peso molecular como el TEGDMA (trietinol glicol dimetacrilato). La adopción de grupos funcionales hidrófilos, en los cuales están incluidos los sistemas organofosfonatos, hidroxietil metacrilato (HEMA) y 4-META (4-metacriloxietil trimelitano anhídrido), modificó la composición orgánica del cemento resinoso en relación a las resinas compuestas y todavía propició la posibilidad de unión con la superficie de la dentina, que frecuentemente queda expuesta en la mayoría de los dientes preparados.

Para combinar la composición, la resina aglutinante se combina con partículas cerámicas y silica coloidal. Las partículas inorgánicas se presentan en las formas angulares, esféricas o redondeadas, contenido y peso con variación entre 36 a 77%, el diámetro y variable entre 10 y 15mm, dependiendo del producto. Básicamente la composición es similar a la de la resina compuesta. La diferencia está en el menor porcentual volumétrico de partículas que se incorporan en la resina aglutinante con el objetivo de adecuar la viscosidad del material a las condiciones específicas deseables para la función del cemento resinoso.

Los cementos resinosos son ofrecidos en la forma de líquidos viscosos, dos pastas o polvo y líquido, el contenido del polvo es generalmente formado por partículas vítreas mezcladas con polímeros en polvo y el peróxido de benzoilo como iniciador. El líquido contiene además de la

mezcla del Bis-GMA y/o otros monómeros dimetacrilatos, una amina activadora de la reacción de la polimerización. Algunos materiales traen también en la composición monómeros con grupos potencialmente adhesivos, como fosfatos o carboxílicos, similares a aquellos encontrados en los agentes adhesivos de la dentina.

Cuando los cementos son presentados en la forma de dos pastas, la composición monomérica e inorgánica es la misma, solamente están combinadas en las dos pastas.

De acuerdo con la reacción de polimerización, los cementos resinosos pueden ser clasificados en:

- 1) autopolimerizables
- 2) polimerización por la emisión de luz visible
- 3) polimerización iniciada por reacción química y por luz visible (reacción doble).

En los materiales cuya reacción de polimerización se inicia por la emisión de luz visible y por reacción química (“dual”), monómeros fotoiniciadores como las cetonas aromáticas (canforoquinona) y aminas promotoras de la reacción de polimerización, están presentes en los dos tipos de cemento como una forma adicional al sistema de iniciación de la reacción química.

Los cementos que poseen reacción de polimerización iniciada por componentes químicos (peróxido de benzoilo) y por la emisión de la luz visible, denominados sistemas de activación doble (“dual”), son preferidos en los procedimientos técnicos de cementación de prótesis porque consiguen rápida solidificación del cemento asociados al proceso químico de polimerización desencadenado por la emisión de la luz visible.

- Propiedades

Deben ser biocompatibles, tener buena adhesión; Phillips y Skinner⁽⁸⁾ consideran que el fenómeno de la adhesión es el principal factor para la reducción de las microinfiltraciones. Los cementos resinosos presentan valores mayores de resistencia de adhesión y, por lo tanto, mayor resistencia a la ruptura cuando son comparados a los cementos tradicionales.

El espesor de película puede interferir directamente en el éxito clínico de la restauración, pues la cantidad de cemento retenida en la interfase oclusal es un determinante directo de la adaptación cervical de la corona. Está influenciado por variables de manipulación como la temperatura y la proporción polvo/líquido. El cemento resinoso dual, por ejemplo, presenta un mayor espesor cuando es manipulado a temperaturas más bajas.

Actualmente la mayoría de los cementos resinosos son caracterizados por el alto volumen de carga y presentan propiedades comparables a las resinas acrílicas auto-polimerizables. Las propiedades físicas también sufren influencia del grado de conversión de los monómeros en polímeros.

En el caso de los cementos a base de resina, cuya polimerización se inicia a través de la emisión de la luz visible, es deseable 60 segundos de exposición de luz. Sin embargo, la polimerización hecha solamente por la activación de la luz visible no es suficiente para proporcionar una adecuada polimerización en regiones más profundas o donde la opacidad y espesor del material restaurador impida la transmisión de la luz. En estas situaciones son utilizadas los cementos que también poseen el sistema de auto-polimerización. La acción de los dos sistemas de activación aumenta el grado de conversión de los monómeros en polímeros y mejora las propiedades físicas del cemento.

Los cementos resinosos son materiales que presentan resistencia a la compresión y tracción diametral entre 100 a 200 MPa y 20 y 50 MPa, respectivamente, y baja solubilidad (0.05 % en peso). Son propiedades consideradas superiores en relación a los cementos tradicionales.

Presentan baja rigidez y propiedades viscoelásticas. No presentan efectividad en la unión con la estructura dental en presencia de humedad y permiten infiltración marginal.

Recientemente, para mejora en la capacidad de humedecimiento de la superficie del diente, asentamiento de la prótesis y la resistencia de unión, algunos cementos resinosos empezaron a ser utilizados en asociación con los agentes adhesivos de la dentina y la técnica de acondicionamiento ácido.

Aunque no exista especificación para estandarizar el valor máximo de espesor de la película para los cementos resinosos, la ISO 9917 recomienda 25 μm como valor máximo para la obtención de una adecuada adaptación de las restauraciones indirectas usando los cementos tradicionales. Algunos de los cementos resinosos tienden a mostrar altos valores de espesor de película.

El espesor de película de los cementos resinosos se considera un factor crítico para las restauraciones cerámicas. Cuando posee aproximadamente 100 μm , además del desajuste a la estructura del diente, también dificulta la distribución de tensiones de forma homogénea sobre la restauración y la deja más susceptible a fractura. El mayor espesor de película propicia mayor absorción de fluidos orales y contribuye para la expansión del cemento resinoso.

Como consecuencia, la interfase material restaurador-estructura dental queda más susceptible al desgaste y a la pigmentación. Por otro lado, también existe un límite mínimo de espesor suficiente para conferir la resistencia necesaria al conjunto diente-material cementante-restauración bajo cargas oclusales de masticación. El hecho de que la reconstrucción dental envuelva materiales restauradores rígidos y friables con diferentes módulos de young y resiliencias en relación a los tejidos dentales, contribuye para una menor resistencia a la fractura del material restaurador cuando el espesor de película del cemento resinoso no es suficiente para absorber las tensiones provenientes de los esfuerzos masticatorios.

Como el material restaurador y el tejido dental son estructuras rígidas, la compensación de la contracción de polimerización ocurre en el interior de la masa de cemento y puede desenvolver altos niveles de tensiones en la interfase de unión tanto en el lado del material restaurador como en el diente. Un importante factor utilizado para reducir la contracción de polimerización es el potencial de escurrimiento de cemento a base de resina. El escurrimiento aumenta la capacidad de deformación plástica del cemento durante y después de la polimerización. Cuando el escurrimiento del cemento resinoso es satisfactorio, las tensiones generadas por la contracción de polimerización pueden ser menores que la resistencia de unión en las interfases con el material restaurador y el tejido del diente. De esa forma la integridad de los bordes será preservada.

- Efecto Biológico

Los cementos a base de resina presentan pocos problemas biológicos. Se debe evitar el contacto con la piel.

En relación a la pulpa dental, los problemas patológicos pueden estar relacionados con la insuficiente polimerización y consecuente proceso de infiltración. Este tipo de problema, parece ser menor que el uso de los sistemas adhesivos de la dentina. Todavía no existen estudios de larga duración que confirmen este aspecto.

- Ventajas Y Desventajas

Los cementos resinosos poseen ventajas como alta resistencia, dureza, baja solubilidad en fluido oral y unión micromecánica a los tejidos del diente (esmalte y dentina), aleaciones metálicas y superficies cerámicas.

Entre las desventajas están la sensibilidad, la posibilidad de infiltración por los bordes y la sensibilidad pulpar, un corto tiempo de trabajo y dificultad para remover los excesos de los bordes de la restauración.

- Criterios para selección y uso de los cementos de resina

Ninguno de los cementos resinosos está exento de alguna deficiencia clínica. Aunque esté dentro de las características requisitadas para uso clínico, como biocompatibilidad, facilidad en la manipulación, sellado satisfactorio, propiedades retentivas y estabilidad clínica, los fallos son inevitables. Pero eso puede ser minimizado durante el procedimiento de selección y manipulación de los cementos, siguiendo los criterios como: cuidados al dispensar los componentes del cemento; promover una mezcla rápida uniforme del cemento; no mover la prótesis durante el acto de fijación, y ser cuidadoso en la remoción de los excesos.

- Aplicaciones clínicas

La calidad de unión en la interfase material restaurador-estructura dental depende de una serie de factores, el aspecto topográfico de la superficie interna del material restaurador que será asentada en la preparación dental, afecta directamente la retención de la prótesis.

Así la superficie origina post-confección de restauraciones metálicas cerámicas o poliméricas no contribuye con la retención micromecánica en la interfase con el cemento resinoso.

Existe la necesidad de tratamiento ácido través de la creación de una superficie rugosa que propicie la retención micromecánica. Así mismo son requeridos diferentes tratamientos de superficie para optimizar la retención mecánica y la resistencia en la interfase sustrato-cemento resinoso.

- Restauraciones de porcelana

Cuando las porcelanas son confeccionadas sobre material refractario la superficie interna es inherentemente rugosa debido a la acción del proceso de "arenado" utilizado para remover el material refractario. La aplicación de ácido fluorhídrico al 10%, de 2 a 4 minutos, aumenta la rugosidad de la región interna de restauración cerámica por la remoción de la fase cristalina y/o vítrea. El aumento de la rugosidad de la superficie mejora la retención micromecánica, pero también reduce la resistencia de la porcelana a las fuerzas masticatorias. La aplicación del agente adhesivo combinado con cemento resinoso penetra en las microrretenciones y elimina las grietas internas, reduciendo así, el potencial de fractura de la restauración cerámica. La acción de ácido fluorhídrico por periodos más largos produce extensa remoción de las

fases de la porcelana y compromete la forma microretentiva y la resistencia de la restauración cerámica.

El tratamiento de la superficie acondicionada con silano (una sustancia monomérica) en la cual el silicio está unido a radicales orgánicos reactivos y a grupos monovalentes hidrolizables, puede formar conexiones químicas entre la porcelana y el cemento resinoso y, de esa forma aumentar la resistencia de unión en la interfase. Sin embargo, algunos problemas están asociados al uso del silano y hay que tenerlos en cuenta:

- 1º) la solución de silano deber ser nueva
- 2º) cuidados con la exposición del silano a la humedad
- 3º) en la solución de silano contaminada los radicales reaccionan entre si y el silano pierde la habilidad de formar conexiones químicas con la superficie de la porcelana.

De esta forma, es necesario el mantenimiento del silano en frascos de vidrio o recipientes que impidan el contacto con la humedad. Las condiciones de uso de silano pueden ser observadas por su translucidez. En el caso de que esté hidrolizada y los radicales reaccionen entre si, la solución de silano presentará un color opaco y debe ser descartada.

En el caso de las restauraciones cerámicas posteriores, solamente los cementos resinosos que posean la reacción de polimerización iniciada químicamente y por la exposición a la luz visible “dual” deberían ser utilizados. Aunque en la mayoría de estos cementos la reacción de polimerización ocurra en 3 minutos y exija rapidez en la técnica de manipulación y asentamiento de la restauración, la principal ventaja está exactamente en el proceso de autopolimerización del cemento en las regiones en que la luz visible no tiene acceso por causa del espesor u opacidad de la porcelana.⁽⁸⁾

❖ INVESTIGACIONES REALIZADAS POR DIFERENTES AUTORES

Pisani y Cols.⁽¹¹⁾ Evaluaron la fuerza de adhesión y la resistencia de 3 cementos resinosos a cerámica de disilicato de litio sometidos a dos tratamientos de acondicionamiento de superficie; 18 de 5X6X8 mm (IPS Empress 2) pulidas y divididas en 2 grupos(n=9 tratamiento), no acondicionados grupo control, grabados con 5% ácido fluorhídrico por 20 seg. y silanizados por 1 minuto. Los bloques de cerámica fueron cementados con bloques de resina compuesta con un cemento universal autoadhesivo de resina (Rely X Unicem) y 1 de 2 resinas basadas en agentes cementantes (Multilink o PanaviaF). Los bloques de resina compuesta cerámica fueron almacenados en humedad a 37° C por 7 días y seccionados para producir 25 especímenes por grupos con 1 mm² de área. Los especímenes fueron termociclados (5000 ciclos, 5° C- 55° C)y sometidos a tensión en 1mm/min.,. La fuerza de microtensión del adhesivo (MPa) fue analizada de 2 modos, análisis de variación y pruebas de comparación múltiple. Los especímenes fracturados fueron examinados con un estereomicroscopio (X40) y clasificado como adhesivo, mixto cohesivo. Sus resultados fueron: el grabado y silanización previa estadísticamente produjeron valores más altos para Rely X Unicem y Multilink, cuando se comparó con Panavia F. La desunión espontánea después del termociclado se detectó cuando los agentes cementantes se aplicaron sobre superficies de cerámica sin tratamiento. Sus conclusiones fueron que el grabado y la silanización parece ser crucial para la adhesión de cementos de resina a cerámica de disilicato de litio sin considerar el cemento usado.⁽¹¹⁾

Saravia y cols.⁽³⁾ en su estudio de la fuerza de adhesión in vitro de un cemento autoadhesivo sobre esmalte observaron que la sola aplicación del cemento autoadhesivo no brinda niveles de adhesión adecuados, por

lo que se hace necesaria la aplicación de algún tratamiento de superficie previo en esmalte con la finalidad de obtener niveles de adhesión adecuados.

Su método fueron 15 incisivos bovinos divididos en 5 grupos, grupo control (se realizó un procedimiento convencional) y 4 grupos experimentales sobre los cuales se realizó un procedimiento adhesivo indirecto con diferentes tratamientos de superficie, Grupo I: Maxcem; Grupo II: grabado ácido+Maxcem, Grupo III: grabado ácido+adhesivo+Maxcem, grupo IV: Rely X ARC. Las piezas fueron seccionadas obteniendo 30 especímenes por pieza y fueron evaluadas a microtensión en una máquina aplicando una fuerza a la velocidad de 0.5 mm/min hasta observar la fractura del mismo. Los datos fueron analizados mediante el test de varianza unidireccional (ANOVA), $\alpha = 0.01$ y el post test de Tukey, observaron que el grabado ácido mejora la adhesión y que no hay diferencias estadísticamente significativas entre la aplicación previa de ácido y de adhesivo posterior al grabado respecto al control.⁽³⁾

Wolfart y cols.⁽⁴⁾ En su estudio de la durabilidad de la resistencia de adhesivos a cerámica de zirconia después de usar diferentes métodos de acondicionamiento de superficie, mencionan que no sólo limpiando y activando la superficie con abrasión de aire con partículas de Al_2O_3 , anterior a la aplicación del adhesivo y el uso de monómero de fosfato conteniendo resina compuesta es necesario para conseguir una adhesión durable para cerámica de zirconia.

Wolfart menciona que en algunos estudios se han investigado la fuerza de adhesión y la durabilidad de varios métodos de acondicionamiento de alta resistencia a oxidación cerámicos, se ha demostrado que la abrasión con aire, la cual es un método común para acondicionar la superficie y el uso de monómero de fosfato incluyendo agentes cementantes resultaron en alta y durable fuerza a la adhesión.

La abrasión con aire puede afectar la superficie de cerámica creando microfracturas las cuales pueden reducir la fuerza a la fractura de la cerámica.

Muchos autores sugieren que los agentes cementantes de resina proveen adhesión de resina durable fortaleciendo significativamente materiales cerámicos, “reparando” menores defectos de superficie causados por abrasión con aire.⁽⁴⁾

Scalone y cols.⁽¹²⁾ Evaluaron la durabilidad de fuerza de adhesión de microtensión de cementos de resina a cerámica feldespática después de diferentes grabados y silanizado en seco y condiciones viejas. Su método fueron 32 bloques (6.4 mm X 6.4 mm X 4.8 mm) fueron fabricados usando micropartículas de cerámica feldespática (Vita VM7), limpiados ultrasónicamente con agua por 5 min. Y divididas al azar en 4 grupos, de acuerdo al tipo de agente de grabado y método de silanización: método 1, grabado con 10% gel ácido fluorhídrico por 1 min + silanización; método 2, con ácido fluorhídrico solamente; método 3, grabado con 1.23% con fluoruro acidulado por 5 min+silanización; método 4 con fluoruro acidulado solamente. La silanización de superficie de cerámica feldespática seguida por grabado de fluoruro acidulado o ácido fluorhídrico incrementó los resultados de la fuerza de adhesión de microtensión significativamente.

Debido a las características bifuncionales, la aplicación de agentes de acoplamiento de silano en superficie de cerámica grabada puede incrementar la unión química entre la cerámica y materiales de resina.

El gel de ácido fluorhídrico a menudo se indica para ser aplicado entre 20 seg. y 1 min.; mientras que el fosfato acidulado de fluoruro en gel por un periodo más largo de (2-5 min), donde más tarde es también usado para aplicación tópica de fluoruro.

EL rápido incremento en la cantidad de agua absorbida por resina causa hidrólisis y degradación del silano. El almacenaje de agua y termociclado fue descrito como nocivo para la unión del silano-cerámica. Scalone⁽¹²⁾

menciona que Reuter y Brose reportaron: la interfase silanizada parece ser inestable en condiciones de humedad y en la unión del silano se encontró un deterioro en humedad. ⁽¹²⁾

Papazoglou y cols.⁽¹³⁾ Estudiaron la influencia del modo de curado (dual vs light) y la fotopolimerización a través de cerámica o resina compuesta en el grado de adhesión de carbón remanente, investigado vía análisis de espectroscopia infrarroja a un cemento de resina.

Materiales y métodos: la capa de cemento de 0.5 mm, fue fotopolimerizada durante 40 s, a través de 2mm de espesor de las muestras de cerámica Empress 2 y Vitadur Alpha y procesadas en el laboratorio las muestras de resina compuesta de la marca Sinfony (3M ESPE), seleccionadas para la preparación de bloques rectangulares en un color A3. Los resultados fueron analizados de 2 maneras: análisis de varianza y prueba Ryan-Eniot-Gabriel-Walsh para múltiples comparaciones de significado y los resultados fueron: el curado dual polimerizó estadísticas mejor que el modo a luz. La fotopolimerización de cementos de resina a través de materiales translúcidos redujo la eficiencia de curado en ambos modos de curado. El composite de resina indujo un efecto más negativo que las 2 cerámicas probadas. La conclusión fue que el modo de curado y fotopolimerización de cementos de resina dual a través de materiales de restauración estética afecta el grado restante de unión doble al carbón. ⁽¹³⁾

Amaral y cols.⁽¹⁴⁾ Evaluaron el efecto de 3 métodos de acondicionamiento de superficie en la fuerza de adhesión a microtensión de cementos de resina a cerámicos libres de metal de zirconio reforzado con una base de alumina. Su método, usaron 30 bloques (5X%X4mm) de cerámica Zirconia In Ceram (VITA) las cuales fueron fabricadas de acuerdo a las instrucciones del fabricante y duplicadas en resina compuesta. Los especímenes fueron pulidos y asignados a uno de los siguientes tres condiciones de tratamiento (n=10): la abrasión de partículas llevadas por

aire con 110 μ m Al₂O₃ partículas+silanización, (2) Revestimiento de silica con 110 μ m de partículas SiO_x (Rocatec Pre and Plus, 3M ESPE) + silanización, (3) revestimiento de silica con 30 μ m de partículas de SiO_x (CoJet, 3M ESPE)+silanización. Los bloques de composite y cerámica fueron cementados con cemento de resina (Panavia F) y almacenados a 37°C en agua destilada por 7 días previo a las pruebas de adhesión. Los bloques fueron cortados bajo el agua para producir especímenes con área acondicionada de aproximadamente 0.6 mm². Las pruebas de fuerza de adhesión fueron preformadas en una máquina Universal de pruebas (velocidad de cruce de 1mm/min.) La principal fuerza de adhesión de los especímenes de cada bloque fueron analizados estadísticamente usando pruebas de ANOVA y Tukey ($\alpha \leq 0.05$)⁽¹⁴⁾

Saglam y cols. ⁽¹⁵⁾compararon los efectos de abrasión de partículas de aire, silanización, revestimiento triboquímico de sílice, y la combinación de métodos de tratamiento de superficie adhesivo/silano sobre la fuerza de adhesión de óxido zirconia a agentes cementantes de resina; en sus resultados recomendaron la aplicación de revestimiento de sílice y monómero de fosfato con adhesivo y silano para incrementar la fuerza de adhesión a resina a superficies raspadas con partículas de aire de cerámica de zirconia.⁽¹⁵⁾

III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Con el desarrollo de nuevos materiales utilizados para cementar restauraciones libres de metal, un ejemplo de estos son los cementos autograbables, por sus características de autoadhesión y tolerancia a la humedad, con lo que se elimina la necesidad de realizar laboriosos pasos de acondicionamiento, grabado y colocación de adhesivo, no se tienen referencias o datos de la fuerza de adhesión obtenida hacia estructuras de cerámica, por lo cual se plantea la pregunta: ¿Es necesario realizar un acondicionamiento de superficie en cerámicos para obtener una buena fuerza de adhesión con cementos autograbables?

IV. JUSTIFICACIÓN

Se realizó un estudio con un cemento autograbable (Rely X Unicem 3M ESPE®), con el cual se hicieron pruebas de adhesión con dos técnicas diferentes para determinar cuál es la mejor para lograr mayor fuerza de adhesión sobre superficies cerámicas libres de metal.

V. OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO GENERAL.

El objetivo del presente estudio fue evaluar la resistencia a la adhesión de cemento dual autograbable a una superficie cerámica.

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Valorar la adhesión del medio cementante (Rely X Unicem 3M ESPE ®) a cerámica (Empress Esthetic®, Ivoclar Vivadent Lienchentsen) acondicionada con silano.

Valorar la adhesión del medio cementante (Rely X Unicem 3M ESPE ®) a cerámica (Empress Esthetic®, Ivoclar Vivadent Lienchentsen) no acondicionada con silano.

VI. HIPÓTESIS

La fuerza de adhesión de cementos autograbables es mayor cuando se acondiciona la superficie cerámica con un silano que cuando no se acondiciona.

VII. METODOLOGÍA

7.1 MATERIALES Y MÉTODO

MATERIALES

- ❖ Cera ProArt (Ivoclar Vivadent Alemania®)
- ❖ Pastillas Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent Lienchentsen®)
- ❖ Acrílico autopolimerizable polvo y líquido (Arias México®)
- ❖ Revestimiento CS Pressceramic polvo y líquido Investment High Speed CS Pressceramic Feguramed® Buchen Hettingen. Fig. 1



fig. 1. Revestimiento (Fuente directa)

- ❖ Silano Rely X Ceramic Primer 3M ESPE® san Paul MN USA
- ❖ Ácido Fluorhídrico al 9% ULTRADENT® UTAH USA
- ❖ Cemento Universal Auto-Adhesivo de Resina Rely X Unicem 3M ESPE® Seefeld Alemania
- ❖ Amalgamador Mixomat Degussa Alemania
- ❖ Lámpara de resinas ELIPAR FREE LIGHT2, 3M ESPE® St. Paul. MN USA
- ❖ Pulidor Metalográfico (Buehler LTD ® USA)
- ❖ Mezcladora de Vacío Whip MIX® USA
- ❖ Horno EP600 Combi Empress (Ivoclar Vivadent®)

- ❖ Arenado de óxido de aluminio Bufalo
- ❖ Máquina Universal de Pruebas INSTRON Modelo 5567 Chicago ILLINOIS USA
- ❖ Hacedor de acero inoxidable de 10mm de diámetro
- ❖ Anillos de 1 pulgada
- ❖ Hacedor de 4mm de diámetro de polivinilsiloxano.

MÉTODO

Se conformaron veinte muestras en cera Proart Wax libre de carbono con un hacedor de acero inoxidable de 10 mm de diámetro por 1mm de grosor, se les colocó cera para cueles de una longitud de 3 mm, posteriormente se colocaron dichas muestras en la peana o conformador de plástico. Fig.2



fig. 2 colocando cueles a las muestras de cera Proart.
(fuente directa)



fig. 3 Muestras sobre la peana (fuente directa)

Se revistieron con CS Preceramic, preparándose 200 g de polvo por 24 ml de agua bidestilada, y 24 ml de líquido High Speed Investment CS Preceramic, se mezcló por un minuto y medio en la mezcladora al vacío Whip Mix. Fig.4



Fig. 4 Mezcladora al vacío Whip Mix (fuente directa)

Se vació en el cubilete y se vibró al mismo tiempo para eliminar burbujas, con un tiempo de espera de 45 min. para que fraguara el revestimiento. Fig.5



Fig.5 Vacinando el revestimiento (fuente directa)

Después se colocó en un horno para desencerrar durante 45 min. a una temperatura de 850° C junto con el pistón que inyecta la cerámica. Fig.6



Fig.6 Horno para desencerrar (fuente directa)

Posteriormente se colocó en horno de EP600/Combi, iniciando a una temperatura de 700° C que incrementó a 1075° C y se mantuvo por 25 min. hasta ser inyectada en el cubilete donde previamente se colocaron las 2 pastillas de cerámica con el pistón. Fig.7



fig. 7 Horno EP600/Combi (fuente directa)

Después de prensada la cerámica se obtuvo el cubilete y esperamos una hora para que enfriara, luego se rescataron la muestras con un disco cutoff fragmentando el revestimiento. Fig 8



fig.8 Rescatando las muestras (Catálogo Empress Esthetic Ivoclar Vivadent ®)⁽¹⁶⁾

Las muestras se rescataron por medio de un arenador con óxido de aluminio de 50 micrones, que eliminó el revestimiento, después con un disco de diamante se cortaron los cueles y sólo dejamos las muestras circulares, una vez obtenidas se ajustaron con carburo de silicio (lija de agua) de grano 600 y se colocaron en una loseta con un hacedor de aluminio de 1pgda., se preparó acrílico autopolimerizable en fase líquida, que se vertió sobre la cerámica en la loseta hasta cubrirla solo por una cara, la otra estaba en contacto directo con la loseta mientras se vertía el acrílico, se esperó a que polimerizara y así se prepararon cada una de las veinte muestras de cerámica, después se pulió la superficie en el pulidor metalográfico con carburo de silicio de grano 600 para eliminar algún excedente que hubiera podido cubrir la cerámica.

Posteriormente ya lijadas las 20 muestras, se acondicionó la superficie con ácido fluorhídrico al 9 % durante 1 min. (fig.9), posteriormente se enjuagó bajo el chorro de agua, después se seleccionaron solo 10 muestras para colocarles silano hasta que éste, evaporara. (fig 10)



fig.9. Aplicación del Ac. Fluorhídrico (fuente directa)



fig.10 Aplicación del silano (fuente directa)

Las superficies de las 10 muestras restantes no fueron acondicionadas con silano.

Posteriormente se colocó un hacedor de polivinilsiloxano con un sujetador sobre la muestra en la cual se inyectó el cemento Rely X Unicem 3M ESPE de acuerdo con las instrucciones del fabricante (fig.11 y 12), posteriormente se colocó una tira de celuloide a través de la cual se polimerizó y encima de ésta se curó con una lámpara de fotocurado ELIPAR2 3M por 20 segundos, utilizando el mismo método en cada una de las 20 muestras. (fig. 13)

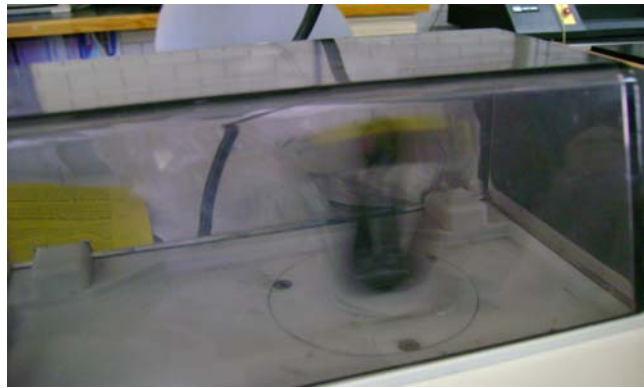


fig.11. Amalgamando el cemento (fuente directa)

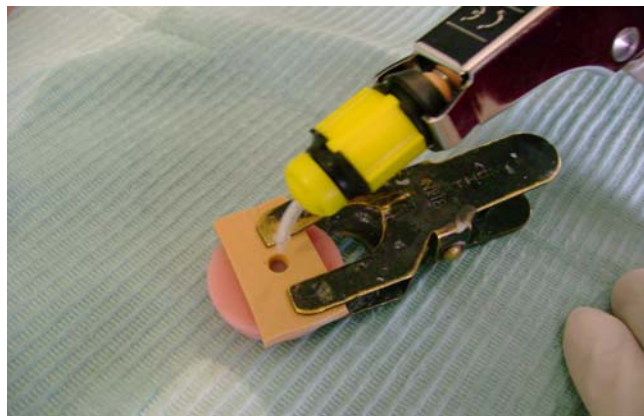


fig.12. Aplicando el cemento (fuente directa)

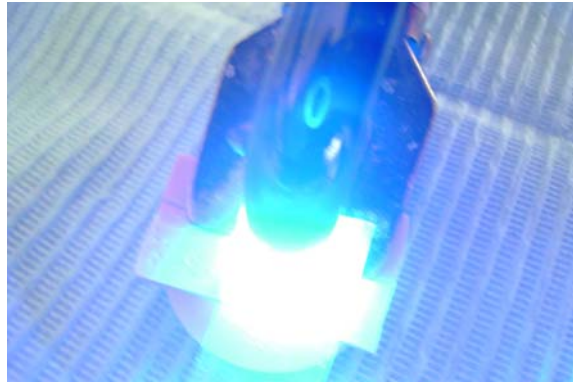


fig. 13. Polimerización de las muestras (fuente directa)

Una vez polimerizadas las muestras se colocaron en un frasco con agua que se dejó en una estufa a temperatura 37°C durante 24 horas, posteriormente se cargaron las 20 muestras silanizadas y no silanizadas en una máquina Universal de pruebas mecánicas Instron. (fig.14)

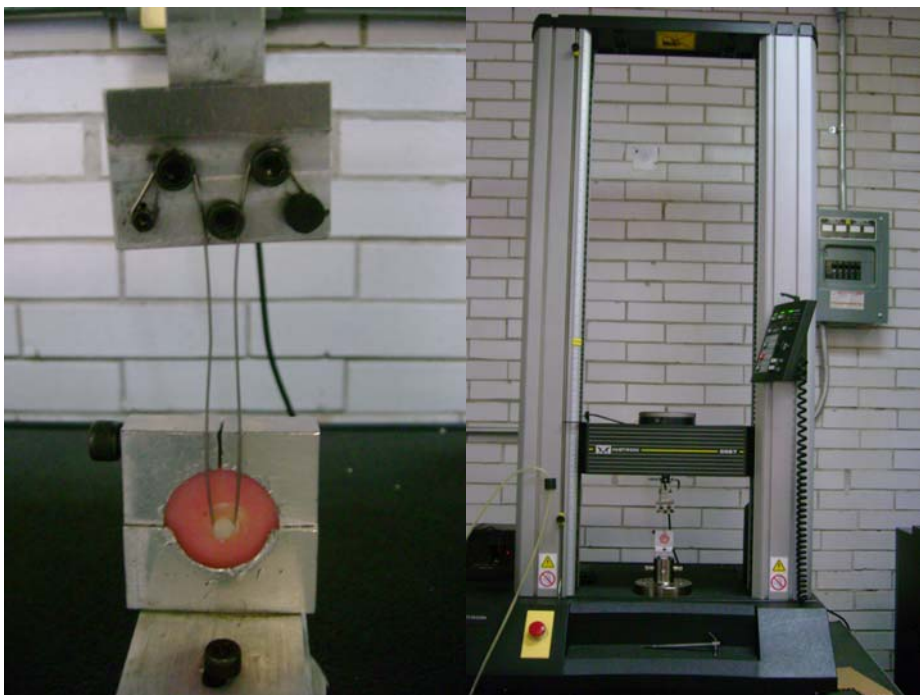


fig.14. Colocación de las muestras en la máquina universal de pruebas Instron (fuente directa)

7.2 TIPO DE ESTUDIO

Descriptivo observacional

7.3 POBLACIÓN DE ESTUDIO Y MUESTRA

20 muestras de cerámica prensada de Empress Esthetic de 10mm de diámetro por .5 mm de espesor divididas en 2 grupos de 10 muestras cada grupo.

7.4 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Muestras de cerámica Empress Esthetic de 10 mm de diámetro por 1mm de espesor, inyectadas en el horno EP600/COMBI a una temperatura de 1075°C.

7.5 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Todos aquellos que no entren dentro de los criterios de inclusión

7.6 VARIABLES DE ESTUDIO

DEPENDIENTES

- Temperatura del horno
- Composición de cerámica
- Temperatura de inyección
- Presión de inyección
- Composición del cemento de unión
- Composición de silano
- Intensidad de la luz

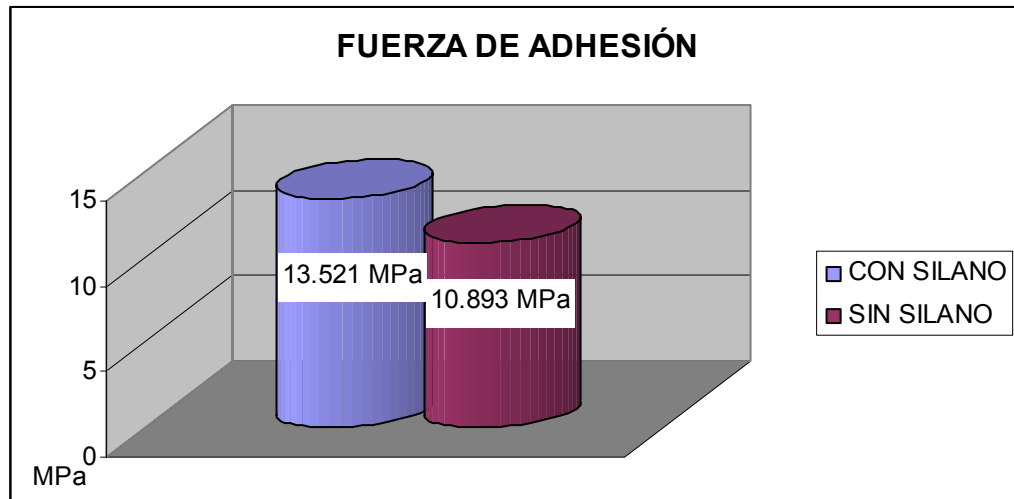
INDEPENDIENTES

- Tiempo de grabado
- Capas de silano
- Tiempo de secado
- Tiempo de polimerizado
- Distancia de la punta de la lámpara en la muestra

VIII. PLAN DE ANÁLISIS

Los resultados fueron analizados en el paquete estadístico Sigma STAT 2.0 donde se le aplicó un análisis de varianza y una T de student.

IX. RESULTADOS



Gráfica 1.

Como se muestra en la grafica 1, el grupo que presentó mayor fuerza de adhesión fue el que se acondicionó con silano con un valor promedio de fuerza de adhesión de 13.521 MPa y desviación estándar de 3.7, no teniendo diferencias estadísticamente significativas con el grupo sin silano, que tuvo un valor promedio de fuerza de adhesión de 10.893 MPa y una desviación estándar de 3.152 a una $P= 0.67$ con 95% de confiabilidad.

El grupo con mayor porcentaje de variabilidad fue el grupo sin silano con un coeficiente de variación de 28.93 y el que menos variabilidad tuvo fue el grupo tratado con silano con un coeficiente de variación de 27.47.

X. DISCUSIÓN

Los agentes cementantes autograbadores-autoadhesivos constituyen una nueva generación de cementos resinosos que han sido diseñados con el fin de reducir el número de pasos clínicos y así minimizar la sensibilidad de la técnica debido a la propiedad de autograbado y autoadhesión.⁽³⁾

Los resultados del presente estudio revelaron que el tratamiento de superficie con ácido fluorhídrico y silano en la cerámica Empress Esthetic® mejoraron la fuerza de adhesión sin considerar el agente de cementación usado, al igual que los estudios realizados por Pisani y cols.⁽¹¹⁾ Scalone y cols.⁽¹²⁾

Los cerámicos ácidos sensitivo (basados en sílica) presentan degradación de la superficie cuando se exponen a algunos ácidos. El ácido fluorhídrico ataca la fase glaseada de éstos cerámicos (SiO_2), exponiendo los óxidos de sílica como cambios topográficos incrementando la retención micromecánica y la unión química con agentes de acoplamiento como el silano a cementos a base de resina. Algunos estudios han demostrado que el ácido fluorhídrico provee alta fuerza de adhesión a materiales a base de resina. No obstante de la silanización y las condiciones de almacenaje, la aplicación ácido fluorhídrico en gel sobre cerámica feldespática provee valores estadísticamente más altos de fuerza de adhesión.

Así, la aplicación de ácido fluorhídrico en gel genera una superficie micromorfológica más adecuada para la retención micromecánica de cementos a base de resina, que es reflejada por valores de fuerza de adhesión más alta obtenidos de grupos tratados con ácido fluorhídrico.

En la práctica clínica la fuerza de adhesión óptima de resina a cerámica no es conocida.⁽¹²⁾

Scalone⁽¹²⁾ menciona que algunos estudios establecen que deben conducir un protocolo de grabado a favor de la retención micromecánica sin debilitar el material grabado de cerámica.

Cuando se combinó el grabado y silanización, los resultados de fuerza de adhesión fueron estables después de periodos de almacenaje en agua y termociclado. Este hallazgo revela claramente la importancia de adhesión química obtenida de agentes de acoplamiento como el silano.

En el estudio realizado por nosotros la aplicación de silano fue fundamental ya que los valores de retención fueron mayores que cuando no se empleo silano.

Mientras algunos estudios muestran mejoría en la fuerza de adhesión con la aplicación de silano sobre superficie de cerámica grabada, otros reportan variaciones significativas en la fuerza de unión entre las marcas de silano.⁽¹²⁾

Pisani y cols. en su estudio emplearon Rely X Unicem adherida a cerámica glaseada (Empress 2), acondicionando y grabando con ácido fluorhídrico al 10%, obteniendo valores mayores a los obtenidos por nosotros; ellos grabaron solamente 30 segundos, mientras que en su grupo no tratado con silano obtuvieron los mismos resultados que nosotros.

El menciona que cuando se utiliza un cemento autoadhesivo, los fabricantes demandan la necesidad de eliminar el pretratamiento de superficie de cerámicos lo cual parece ser dudoso, ya que se alcanza una fuerza de adhesión más alta cuando se usa ácido fluorhídrico y acondicionamiento con silano.

XI. CONCLUSIONES

- Siempre se debe acondicionar con silano la superficie de cerámica, previo a la aplicación de cemento autograbable, para mejorar los niveles de adhesión.
- Lo informado por los fabricantes de cementos autograbables de no acondicionar la superficie, habría que ponerlo en cuestionamiento, ya que en nuestro estudio no se alcanzaron valores semejantes a los obtenidos por otros autores.
- A pesar que los valores en las muestras no silanizadas fueron menores a las silanizadas, no son valores que demuestren un fracaso clínico.

XII. FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Álvarez MA, Peña JM, González IR, Olay MS. General features and properties of metal-free ceramics restorations. RCOE 2003 vol.8 no.5 Madrid Sept.-Oct. ;8(5):525-546.
2. <http://212.80.128.9/estomatologia/n120601bis.html> XXVII Congreso Nacional de Odontología y Estomatología. 12 Junio 2001. Chiche J. Los cementos para carillas de porcelana se aplican según su mecanismo de activación. Facultad de Odontología de la Universidad de Louisiana
3. Saravia MA, Miranda AM. Año 2005. IN VITRO BOND STRENGTH OF A SELF- ETCH/SELF – ADHESIVE RESIN CEMENT ON ENAMEL .Revista estometológica. Visión Dental. http://www.revistavisiondental.net/articulo_02.htm.
4. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. Dental Materials vol.23 (2007) 45-50
5. <http://www.verbano.com.ar/Historia.es.php> Historia de la Porcelana
6. Bruce JC. Bases Prácticas en la Odontología Estética. Barcelona España: Editorial Masson. 1998. Pp. 145-154,173-177, 228.
7. Ring E. HISTORIA ILUSTRADA DE LA ODONTOLOGIA. Editorial. Mosby/Doyma Libros. Barcelona 2ª. Reimpresión 1995.
8. Bottino MA, Ferrerira A, Miyashita, G. Estética Rehabilitación Oral Metal Free. Editorial artes Médicas Latinoamérica 2001. Pp.211, 232, 383-396.
9. Mallat D, Mallat E. FUNDAMENTOS DE LA ESTÉTICA BUCAL EN EL GRUPO ANTERIOR. Editorial Quintessence, S.L. Barcelona España. 2001. Pp. 155-157, 162-167
10. Baratieri LN. Chain M. Restauraciones Estéticas con Resinas Compuestas en Dientes Posteriores 1ª. ed. Sao Paulo Brasil. Editora Artes Médicas LTDA. 2001. Pp. 31-32, 169-175.

11. Pisani J, Erhardt MC, Valandro LF, Gutiérrez G, Bolaños MV, Del Castillo R, Bottino MA.. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength a glass ceramic. The J. Prost Dent. Diciembre 2006. vol.96 No.6 .Pp. 412-417.
12. Sacalone A, Özcan M, Valandro L, Guimarães L, Amaral R, Bottino M. Microtensile bond strength of a resin to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. Dent Materials 2006.
13. Papazoglou E, Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M. Curing Efficiency of a Photo- and- Dual-Cured Resin Cement Polymerized Trough 2 Ceramics and Resin Composite. J. Prosthodontics. Vol. 19. No. 1, 2006
14. Amaral R, Özcan M, Bottino MA, Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. Dent Materials (2006) 22,283-290.
15. Saglam S, Kilicarslan M, Kucukesmen H, Aka S. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. J. Prosthetic Dentistry. Vol 95 Num. 6 Pp. 430-435
16. Catálogo de Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent ®)