

**INFLUENCIA DEL COLOR DE LA CERÁMICA Y DEL MODO DE
ACTIVACIÓN, EN LA RESISTENCIA ADHESIVA DE UN AGENTE
CEMENTANTE DE RESINA DUAL**

Investigadores:

Borbón Nivia Olga Lucía. OD
Nicolicchia Balthazar Katherine. OD
Pinzón Muñóz Claudia Patricia. OD
Rodríguez Forero Paula Andréa. OD

Asesor Científico:

Dra. Claudia Sanjuán
Odontólogo Especialista en Rehabilitación Oral.

Asesor Metodológico:

Dra. Claudia Hurtado A.
Odontólogo Especialista en Administración en Salud

Asesor Estadístico:

José Otalora
Estadístico

COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
ÁREA DE EDUCACIÓN AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
BOGOTÁ, D.C

2006

TABLA DE CONTENIDO

INTRODUCCIÓN

I. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS

PROBLEMA

JUSTIFICACIÓN

PROPÓSITO

MARCO TEÓRICO

OBJETIVOS

Objetivo General

Objetivos Específicos

HIPÓTESIS

Hipótesis Nula

Hipótesis Alternativa

II. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

2.3 MUESTREO-MUESTRA

2.4 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.4.1 Criterios de inclusión

2.4.2 Criterios de exclusión

2.5 VARIABLE

2.6 PROCEDIMIENTO

2.7 INSTRUMENTO PARA RECOLECCIÓN DE DATOS

2.8 TABULACIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS

III. RESULTADOS

IV. DISCUSIÓN

V. CONCLUSIONES

VI. RECOMENDACIONES

I. ASPECTO TEÓRICO-CIENTÍFICO

1.1 PROBLEMA:

En un intento por obtener el mejor resultado estético con una resistencia a la fractura óptima han sido desarrollados los sistemas cerámicos. La adición de contenidos cristalinos de diferente naturaleza ha contribuido en la adquisición de una mayor resistencia a la fractura a pesar del detrimento de las características ópticas. El sistema Empress 2 adquiere su resistencia a la fractura a partir de un relleno cristalino de disilicato de litio que no obstante, al ser cubierto con una cerámica de fluorapatita conserva una relativa alta translucidez que satisface la necesidad estética de la restauración de dientes naturales translúcidos. (Gokhan, 2005)

La fractura y la descementación, son las dos complicaciones principales de las restauraciones totalmente cerámicas. La cementación adhesiva incrementa la resistencia a la fractura de los sistemas cerámicos inhibiendo la propagación de grietas inherentes a la superficie interna de las restauraciones. La preparación del sustrato, el uso de un agente acoplante o silano y el modo de activación del agente cementante resinoso han demostrado relevancia en la magnitud y longevidad de la resistencia adhesiva. Cementos resinosos de fotoactivación, de activación dual y de activación química han sido utilizados para este fin.

Los agentes cementantes de activación lumínica han demostrado polimerización incompleta debido a la atenuación de la energía lumínica a través del material restaurativo. En un esfuerzo por superar las limitaciones de los primeros, los cementos de activación dual incluyen un componente de reacción química para asegurar la polimerización completa posterior a la exposición a la luz, en especial en áreas del

cemento que reciben una intensidad lumínica insuficiente para iniciar la reacción de polimerización. Sin embargo, múltiples estudios han demostrado que la mayoría de los agentes de activación dual son extremadamente dependientes de la fotoactivación, y que la activación química por sí sola no asegura la polimerización completa.

Akgungor, Akkayan y Gaucher 2005 no encontraron diferencias significativas en la resistencia adhesiva temprana ni en la longevidad de la misma, al activar de manera dual y lumínicamente un cemento resinoso de activación dual a través de especímenes de un sistema de cerámica prensada de vidrio feldespático modificado y relleno cristalino de disilicato de litio.

De acuerdo a lo anterior se ve la necesidad de determinar si la activación química únicamente de los agentes cementantes de resina dual, en aquellos sitios donde la atenuación de la energía lumínica impide su iniciación es suficiente para asegurar la resistencia adhesiva al material restaurativo y tiene influencia en el modo de falla de la interfase adhesiva. De igual manera es necesario corroborar la ausencia de una diferencia estadísticamente significativa en los valores de resistencia adhesiva provistos por el agente cementante de resina dual activado tal como lo recomienda el protocolo y activado únicamente de manera lumínica, como se propone actualmente para solventar el inconveniente del cambio de color del agente cementante producto de la introducción del agente catalizador. Así mismo no se ha demostrado la influencia de la traslucidez de la cerámica en la completa activación del agente cementante. Surge entonces la siguiente pregunta de investigación: ¿cuál es la influencia del color de la cerámica y del modo de activación de un agente cementante de resina dual, en la resistencia adhesiva y el modo de falla de un sistema cerámico a base de disilicato de litio?.

1.2 JUSTIFICACIÓN:

Debido a la atenuación de la energía lumínica a través del material restaurativo los agentes cementantes de activación lumínica han demostrado una incompleta polimerización. En un intento por superar estas limitaciones, se crean los cementos de activación dual que incluyen un componente de reacción química para asegurar la polimerización completa posterior a la exposición de la luz, en aquellas áreas donde el cemento recibe una insuficiente intensidad lumínica para lograr iniciar la reacción de polimerización. Sin embargo, múltiples estudios han demostrado que la mayoría de los agentes de activación dual son extremadamente dependientes de la fotoactivación, y que la activación química por sí sola no asegura la polimerización completa.

Debido a que el estrés tangencial constituye la principal causa del fracaso adhesivo in vivo de los materiales restaurativos, es necesario determinar la resistencia adhesiva y el modo de fracaso de un agente cementante de polimerización dual activado lumínicamente, lumínica y químicamente y sólo químicamente, a través de un sistema cerámico a base de disilicato de litio color A2 y A3.5.

1.3 PROPÓSITO:

Este estudio pretende determinar la influencia del color de la cerámica y del modo de activación de un agente cementante de resina dual, en la resistencia adhesiva y el modo de falla de un sistema cerámico a base de disilicato de litio.

1.4 MARCO TEÓRICO:

Unidades temáticas:

1.4.1 Cerámica (IPS Empress)

1.4.2 Cementos de resina dual

1.4.3 Adhesion a dentina

1.4.4 Lamparas led

1.4.5 Resistencia adhesiva

La palabra cerámica se refería originalmente al arte de fabricar vasijas. El término se origina del griego *Keramos*, que significa “arcilla o vasija”. Se cree que esta palabra está relacionada con un término sánscrito que significaba “tierra quemada”, ya que los componentes básicos eran la arcilla y el calor con que luego se cocían las vasijas modeladas (Frieman, 1991).

Las cerámicas son materiales inorgánicos no metálicos. El término “cerámica” se aplica a una gran variedad de materiales, incluyendo óxidos de metal, boruros, carburos, nitruros, y mezclas complejas de estos materiales. Las cerámicas tienen una estructura cristalina periódica y pueden presentar enlaces iónicos y covalentes. Pueden clasificarse de forma general según su composición y se definen como cerámicas tradicionales y cerámicas de ingeniería avanzada. Las cerámicas tradicionales utilizan típicamente arcilla como componente principal, junto con óxidos metálicos tales como alúmina (Al_2O_3), feldespato ($\text{K}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-6\text{SiO}_2$), potasa (K_2O) y sosa (Na_2O), (Kingery y cols., 1976).

La mayoría de las cerámicas dentales tienen como base el feldespato, y se usan para restauraciones de metal-cerámica. No obstante, las posibles ventajas estéticas de las restauraciones completas de cerámica han llevado al desarrollo de diversos sistemas como los In-Ceram, Empress y Dicor. (Malean, 1982).

La porcelana es un material frágil, con pocas cualidades plásticas. Tiene una resistencia a la compresión de unos 170 MPa, una resistencia a la flexión de 50 a 75 MPa, una resistencia tensil de 25 MPa. Otros valores de sus propiedades físicas incluyen un módulo elástico de 69-70 GPa (46 GPa para el esmalte), un coeficiente lineal de expansión térmica de $(12-14) \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$, similar al de la estructura dentaria, y una dureza de superficie de 460 KHN (frente a los 340 KHN del esmalte). El sistema cerámico a base de disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{-2SiO}_2$) fue lanzado en 1998, el cual gracias a su elevada resistencia mecánica y la tenacidad de la cerámica de vidrio para estructuras también permite realizar coronas posteriores entre otras. Las cerámicas de vidrio son productos multifase, que se caracterizan por una elevada resistencia mecánica. La fabricación de una cerámica de vidrio parte de un cristal especial convirtiéndose mediante un tratamiento térmico controlado (germinación y cristalización) de este cristal en un producto multifásico en el que como mínimo está incluido un tipo de cristal en una matriz vítrea. (Lehner y Schärer, 1992; Mackert y Evans, 1991; Mackert y Russell, 1995).

La fase cristalina principal de la cerámica para estructuras está formada por disilicato de litio del sistema de $\text{Li}_2\text{O-SiO}_2$. Las propiedades ópticas y mecánicas de la cerámica resultante están determinadas por el tamaño de los cristales, así como por la distribución y volumen de los cristales en la matriz cristalina. Los materiales de capas del sistema cerámico se consideran cerámicas de fluorapatita con excepción del glaseado,

caracterizadores y colores que no presentan cristales, ya que durante el proceso de producción forman minúsculos cristales de fluorapatita ($\text{Ca}_5\text{F}(\text{PO}_4)_3$) en reducido volumen. El crecimiento controlado y la distribución de los cristales de fluorapatita proporcionan a la cerámica de recubrimiento propiedades ópticas de translucidez, claridad y dispersión de la luz que se asemejan a aquellas del diente natural. (O'Brien WJ., 2000)

	IPS Empress 2
	Técnica de capas
(% en peso)	
SiO_2	57.0 – 80.0
Al_2O_3	0.0 – 5.0
La_2O_3	0.1 – 6.0
MgO	0.0 – 5.0
ZnO	0.0 – 8.0
K_2O	0.0 – 13.0
Li_2O	11.0 – 19.0
P_2O_5	0.0 – 11.0
Na_2O	-
CaO	-
Ingredientes adicionales + pigmentos	0.0 – 8.0

En la producción de materiales del sistema cerámico se observan dos procesos distintos de cristalización. La primera es la cristalización superficial controlada, esta se utiliza para producir las cerámicas de vidrio reforzadas con leucita (pastillas para la técnica de capas y técnica de maquillaje, así como material de recubrimiento). Para ser más precisos la germinación se inicia en los extremos del grano de cristal base (sistema cristalino $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$). En consecuencia, los cristales de leucita empiezan a crecer desde la superficie hacia el centro de una partícula del cristal después de un corto período de tratamiento térmico. La resistencia mecánica de la cerámica de vidrio se encuentra entre 120MPa y 170 MPa dependiendo del tratamiento térmico durante el proceso de estratificación

y glaseado. La micro estructura especial, que comprende una fase de leucita hasta el 40% en volumen, es responsable de la resistencia mecánica del material. Debido a que las densidades y, en consecuencia la expansión térmica del vidrio y de la fase de leucita difieren, después del enfriamiento se obtiene un material micro reforzado. La formación controlada de tensiones induce al proceso de difusión de estrés y en consecuencia es responsable de las propiedades mecánicas del material. La segunda es la cristalización volumétrica en donde las pastillas de vidrio de disilicato de litio, así como los materiales de recubrimiento se producen por la cristalización volumétrica. La cristalización homogénea y controlada del núcleo se utiliza para crear disilicato de litio y cristales de ortofosfato de litio (material para estructuras), así como los cristales de fluorapatita (en el material de recubrimiento) hasta que estos han alcanzado un volumen y tamaño definidos. (Frank y col, 1998)

Durante el grabado de la cerámica para estructuras se disuelve la fase vítrea mientras que los cristales de disilicato de litio emergen a la superficie. La fase cristalina de ortofosfato de litio presente en una pequeña porción volumétrica también se disuelve. (Frank y col, 1998)

En una matriz de vidrio están incluidas las partículas en las que han formado cristales de fluorapatita. (Frank y col 1998)

La cerámica presenta varias propiedades entre las cuales encontramos el coeficiente de expansión térmica. El sistema cerámico a estudiar, se encuentra entre $9.7 \pm 0.5 \times 10^{-6}$ a la menos $6/K$ y $10.6 \pm 5 \times 10^{-6}$ a la menos $6/K$. (Höland W, 2000).

Otra propiedad de la cerámica es su resistencia a la fractura, el micro fisuras presentes se amplían bajo cargas normales hasta que alcanzan el

tamaño crítico de fractura lo que significa el fracaso de los componentes. (Marx R., 2001)

También se encontró que la dureza Vickers fue de 404 HV (3.959.000 MPa) (Fischer H., 1999)

En cuanto a la técnica de laboratorio primero se debe troquelar el modelo en yeso duro (tipo IV o V), aplicar 2 o 3 capas de espaciador y separador de cera; se modela un encerado total de la restauración prevista del cual se realiza una llave de silicona. Seguidamente se reduce la parte de la modelación que después del proceso de inyección se ha de componer con material de capas (la modelación ha de realizarse con cera dental de combustión sin residuos). Se verifica con el índice de silicona el grosor mínimo de la estructura modelada no debe ser inferior a 0.8 milímetros puesto que en caso contrario no habría suficiente estabilidad. Colocando una espiga de retención, la manipulación resulta mas sencilla y teniendo en consideración el diseño posterior de la estructura. Cortar los bebederos redondeados en un ángulo de 45 grados con respecto a la superficie de la restauración con una longitud de 5 a 8 mm., en dirección al flujo de la cerámica. Colocar cilindro de papel en la base del anillo, verificar si esta asentando bien y poner un aro de estabilización. Preparar la masa de revestimiento del sistema cerámico mezclado durante un minuto al vacío. Pincelar la estructura con el revestimiento y luego llenar el resto en el anillo hasta un poco mas abajo del aro de estabilización. Retirar el aro y colocar lentamente la guía sobre el anillo (como una tapa) y controlar que asiente bien. La cristalización dura una hora durante la cual no se debe manipular el anillo. El anillo incluido el vástago de aluminio pero sin la pastilla para la técnica de capas se calienta en el horno de precalentamiento habitual. Una vez concluido el ciclo de precalentamiento sacar el anillo del horno y colocarle seguidamente la pastilla fría. Colocar el vástago de oxido de aluminio encima de esta y el

anillo con la pastilla en el centro del horno de inyección e iniciar el programa deseado. El proceso de inyección es completamente automático. Marcar en el anillo ya enfriado la longitud del vástago de óxido de aluminio y separarlo con una cuchilla o disco; la línea de rotura garantiza que la separación del vástago de óxido de aluminio y cerámica sea la indicada. Se quita el revestimiento primero con un material de arenar de brillo con 4 bares de presión, y lo que resta con 2 bares de presión. Seguidamente el la restauración inyectada se limpia en un ultrasonido durante 10 minutos introduciéndolo en un recipiente de plástico con líquido especial para el sistema cerámico, lavar con abundante agua luego y secar. Retirar cuidadosamente la capa blanca de óxido de aluminio con 1 bar de presión, colocar un poco de agua con el dedo dentro de las cofias y retirar con una fresa de diamante los puntos de presión. Seguidamente colocar la estructura sobre el troquel, separar el bebedero con un disco de diamante sin generar mucho calor, trabajar la zona de adherencia con cuerpos abrasivos unidos con cerámica. Antes del Wash prent arenar cuidadosamente la estructura de cerámica con óxido de aluminio con 1 bar de presión; lavar la estructura con vapor de agua y secar con aire exento de aceite. Para el Wash prent puede utilizarse el líquido de modelado o de glaseado para mezclar el color de dentina requerido. Si se humedece ligeramente con líquido de glaseado se facilita la aplicación de una capa fina. Aplicar con un pincel una capa de wash prent, colocar la estructura en un portaobjetos tipo panal e iniciar el programa de sinterización deseado. Tras el Wash prent la estructura presenta una superficie ligeramente brillante; ahora se mezclan las masas de dentina e incisal así como las masas impiurs con el líquido de modelar. La estratificación en capas de la restauración se lleva a cabo con la técnica habitual para el sistema cerámico. Se alisa la corona con un pincel, se retira la restauración del troquel y se aplican los puntos de contacto. Colocar la estructura nuevamente en el porta objetos tipo panal y se sinteriza con el programa adecuado. Las cerámicas perfectamente

armonizadas unas con otras garantizan una unión perfecta. Luego se tallan los puntos de contacto señalizando pequeñas correcciones en la superficie con fresas especiales. Una vez limpiada a fondo la restauración tiene lugar la sinterización de correcciones. Por último se talla la corona con fresas de diamante finas para darle la forma definitiva. Mezclar la masa de glaseado y los caracterizadores. Se coloca la estructura nuevamente en el portaobjetos y se hace la sinterización de glaseado con el programa elegido.

Generalmente el éxito de la cementación de coronas totalmente cerámicas radica en el tipo de cemento utilizado porque se sobrepone a la superficie de la dentina por ácido, al poseer alta resistencia a la compresión y buena resistencia a la tensión; lo ideal es utilizar cementos resinosos, ya que estos proporcionan una excelente adhesión físico-química entre la preparación dentaria y la restauración. Los cementos de resina pueden ser activados químicamente, fotoactivados e inclusive presentar doble activación; es decir activación dual que nos permite elegir opciones y así poder obtener óptimos resultados. La activación química a pesar de no permitir el control del tiempo de trabajo, promueve una polimerización con alto grado de conversión, por lo que se considera la mejor opción para cementar las restauraciones totalmente cerámicas, mientras que los cementos resinosos de doble activación (duales) son los de elección para las prótesis libres de metal (cerámicas). (Gómes, João C, 2003).

Una variedad de cementos a base de resina están disponibles ahora debido al desarrollo de resinas de relleno directo con propiedades mejoradas, técnicas de grabado ácido para unir resinas al esmalte, y las moléculas con potencial de adhesión de la dentina acondicionada con ácido orgánico e inorgánico. La composición de los cementos modernos a base de resina es similar a la de los materiales de relleno de compuestos

a base de resina (es decir, una matriz de resina con rellenos inorgánicos tratados con silano). Ya que la mayor parte de la superficie del diente preparado es dentina, los monómeros con grupos funcionales que han sido usados para incluir la adhesión a la dentina se incorporan en estos cementos de resina. Incluyen organofosfonatos, hidroxietilmetacrilato (HEMA) y el sistema 4-metacril trimelítico anhídrido (4-meta). La adhesión del cemento al esmalte se puede obtener a través de la técnica de grabado ácido. La polimerización se puede realizar por un sistema de inducción convencional de peróxido-amina o por activación de luz. Muchos sistemas usan ambos mecanismos y se refieren a la activación dual. Los rellenos son los usados en los compuestos (sílice o partículas de vidrio de 10 a 15 nanómetros de diámetro) y el sílice coloidal es el que se usa en resinas de microrelleno (Mc Lean 2000).

Los cementos a base de resina como grupo son insolubles en los fluidos orales. Están diseñados para aplicaciones específicas en vez de usos generales. Están formulados para proporcionar las características de manipulación requeridas para aplicación particular. Las versiones de la activación química de estos cementos son proporcionadas por un sistema de dos componentes: un polvo y un líquido o dos pastas. El peróxido iniciador está contenido en un componente, y el activador de amina está contenido en el otro. Los dos componentes se combinan por una mezcla de una almohadilla de papel por 20 a 30 segundos. Es crítico el tiempo de remoción del exceso. Si se hace durante la etapa plástica, el cemento se puede quitar debajo del margen de la restauración, dejando agujeros que incrementan el riesgo de placa y caries secundaria. La remoción del exceso de cemento es difícil si se retrasa hasta que el cemento polimerice. Es mejor remover el exceso de cemento inmediatamente después que se cementa la restauración. Los cementos fotoactivados son sistemas de un componente individual como las resinas de relleno fotoactivadas. Se usan ampliamente para la cementación de la porcelana y las

restauraciones cerámica-vidrio. El tiempo de exposición a la luz necesario para la polimerización del cemento de resina depende la luz transmitida a través de la restauración de cerámica y la capa de cemento polimerizado. Sin embargo, el tiempo de exposición nunca debe ser menor a 40 segundos. Los cementos de activación dual son sistemas de dos componentes y requieren mezclado similar ante los sistemas de activación química. La activación química es lenta y proporciona extenso tiempo de trabajo hasta que el cemento se exponga a la luz, en cuyo punto el cemento se cristaliza en forma rápida. Después continúa ganando resistencia por un extenso período por activación química. Las restauraciones cerámica-vidrio casi siempre son translúcidas y requieren sombras específicas de agentes de cementación para disminuir su apariencia estética. Los cementos de resina han sido el agente de cementación de elección reciente para todas las incrustaciones de cerámica, coronas y puentes por su capacidad para reducir la fractura de las estructuras de cerámica. (Gómes, João C, 2003).

Los cementos de resina dual pueden activarse por luz o por polimerización química. Estos dos mecanismos de polimerización forman las bases de la amplia difusión de uso para cementación definitiva para restauraciones indirectas totalmente cerámicas, se caracterizan por la elevada resistencia mecánica y excelentes propiedades estéticas. Su composición química permite la adherencia a muchos sustratos dentales, sin embargo, su práctica clínica es técnico sensible. La matriz orgánica consiste en metacrilatos de ácido fosfórico, los grupos ácido fosfórico de estas moléculas acondicionan la superficie dental y contribuyen a la adherencia. (Sorensen y col, 2004).

Con respecto al cemento utilizado en este estudio es un sistema de fijación con base a resina radiopaca fotoactivable y autoactivable. Está constituido por una base y un catalizador. Para los fotoactivables existe

un sistema de catalizador que presenta una sensibilidad a la luz ambiente muy baja, sin menoscabo de las demás propiedades, tales como la resistencia a largo plazo y la profundidad de polimerización. Este cemento resinoso presenta al iniciarse la activación una fase de inhibición controlada y polimeriza. (Fay RM., 2001)

Este cemento utiliza como relleno, entre otros, vidrio de disilicato de bario que presenta una mayor radiopacidad que los vidrios de silicato de estroncio de otros cementos de resina. Con la adición YbF_3 se ha conseguido no solo la liberación de flúor sino también la radiopacidad que facilita detectar en radiografías los sobrantes, burbujas o caries secundarias. (Fay RM., 2001)

Los mecanismos de adhesión a esmalte son predecibles posibilitando lograr éxito clínico mientras que los métodos y sistemas de adhesión a dentina todavía son discutidos y algunos no debidamente comprobados. El primer intento para lograr un *agente adhesivo*, corresponde a Hagger, 1951, que desarrolla el GPDM o ácido glicerofosfórico dimetacrilato, con la idea del acondicionamiento ácido de los tejidos dentales. Kramer y Mc Lean en 1952 mostraron que el GPDM aumentaba la adhesión a la dentina por penetración superficial y formación de una capa intermedia, ahora llamada *capa híbrida*.

El uso clínico del GPDM fue descrito por Mc Lean y Kramer en 1952, donde recomendaban utilizar el adhesivo en pequeñas cantidades porque su escurrimiento podría causar una escara en los tejidos. Posteriormente se utilizaron para obtener adhesión a dentina procedimientos que estaban basados en la misma tecnología descrita por Buonocuore en 1955. Con respecto a la adhesión a la dentina, los cementos llamados adhesivos, que incorporan los sistemas de adhesión de fosfonato, HEMA, o 4 Meta, por lo general desarrollan resistencia a la adhesión razonablemente

buena para la dentina. Estos cementos son irritantes de la pulpa por lo tanto, la protección de la pulpa por el ionómero de vidrio es importante cuando se cementa una restauración indirecta que implica la adhesión a la dentina. La pretensión de tratar a la dentina que es un sustrato heterogéneo y fisiológicamente dinámico, diferente al esmalte que es homogéneo y microcristalino con gran contenido mineral, no tuvo éxito clínico debido a la pobre unión proporcionada por las resinas disponibles en esa época (Mc Lean, 2000).

La humedad de la superficie dentinaria no era compatible con los agentes de unión hidrófugos, como las resinas de Bis-GMA o UDMA sin carga inorgánica o mínima proporción de ella. Los sistemas adhesivos que no eliminaban el barro dentinario, sino que trataban de unirse químicamente a la porción mineral, orgánica o acuosa de la dentina y que estaban basados en uniones estéricas, grupos amonios, fosfonatos, isocianatos y glutaraldehídos, resultaron uniones débiles porque eran hidrolizadas por el fluido dentinario, generando importantes fracturas adhesivas o cohesivas en la unión dentina-resina. Gwinnett y Buonocore en 1965, describieron in vitro, un fenómeno adhesivo en dentina semejante al esmalte.

Fusayama en 1979, prueba un sistema adhesivo constituido por Bis-GMA y Fenil-metacriloxietil-fenil-hidroxifosfato. Siguiendo esta línea en 1980 Fusayama publica los resultados de la acción del ácido fosfórico al 40% simultáneamente sobre esmalte y dentina, idea que difundió como acondicionamiento ácido total, basado en la formación de Tags resinosos que penetraban dentro de los túmulos dentinarios. (Fusayama, 1993).

Los agentes de adhesivos que utilizaban el acondicionamiento ácido total desmineralizan la dentina peritubular e intertubular, exponiendo la red espacial de fibras colágenas, para lograr su imprimación con una resina

hidrófila.hidrofuga, el 4-META-MMA-TBB-O y formar un híbrido reforzado de dentina-resina, denominado por Nakabayashi y col., 1982, capa de hibridización o retículo interpenetrante micromecánico de metacrilato polimerizado y colágeno dentinario. (Nakabayashi y col., 1982; Nakabayashi., 1984; Nakabayashi y col., 1991; Van Meerbeek y col., 1993; Nakabayashi., 1996; Nakabayashi y Pashley 1998; Van Meebeek y col., 1999).

La capa de hibridización que se genera por uniones micromecánicas con el colágeno dentinario y la penetración el los tubulos de *resin tags*, es resistente a los ácidos e insoluble. Sin embargo, presenta nanofiltraciones y microfiltraciones. (Sano y col., 1995; Lutereau y col., 1996).

Tres corrientes de opinión han sido desarrolladas para lograr adhesión a dentina a través de primers y adhesivos, algunas con más éxito clínico que otras:

- a. Acondicionamiento total o simultáneo de esmalte y dentina con ácido fosfórico de alta concentración y aplicación de monómeros hidrófilos-hidrófugos para obtener adhesión por hibridización. (Nakabayashi y col., 1982).
- b. Acondicionamiento total o simultáneo de esmalte y dentina con ácido fosfórico en alta concentración, desproteinización con hipoclorito de sodio en distintas concentraciones y aplicación de monómeros e hidrófilos e hidrófugos para alcanzar adhesión por contacto o por hibridización reversa. (Prati y col., 1999).
- c. La dentina puede ser también acondicionada, activada y desmineralizada con adhesivos autocondicionadores, que contienen ácidos débiles en baja concentración y monómeros acídicos que posibilitarían la adhesión a dentina por unión micromecánica por imprimación del colágeno dentinario o imprimación resinosa y por reacción ácido-base o reacción tipo

ionómero de vidrio, con formación de sales insolubles con los cristales de hidroxiapatita presentes en la dentina, formando una capa de reacción-integración. (Uribe Echevarría., 1997; Tay y col., 2001).

Es posible que la reacción ácido-base no participe directamente en los fenómenos adhesivos micromecánicos pero lo hace activamente formando cristales de fosfato de calcio, que conservan otra estructuración los minerales dentinarios, fenómenos relevantes en un tejido conectivo que necesita minerales para resistir los esfuerzos de la oclusión habitual. Por otra parte, existen áreas del elemento dentario, donde todavía persisten cuestionamientos a los mecanismos de adhesión como son la *capa avarillar* en esmalte y el cemento dentario, donde se han podido obtener algunos resultados positivos. La heterogeneidad estructural y la presencia de fluido dentinario en el interior de los túbulos hacen de este tejido un sustrato que ofrece particularidades especiales para los distintos mecanismos de adhesión. (Duke y Lindemunth 1991).

La adhesión a la dentina requiere de una superficie activa y de alta energía superficial, de una superficie humectable e imprimable por el adhesivo y de una interfase sellada u obliterada permanentemente además de una compatibilidad físico-química y biológica. Las superficies dentinarias pueden ser acondicionadas para crear una superficie de alta energía superficial por mecanismos semejantes a los aplicados en esmalte mediante ácidos en alta concentración, pero dadas las características estructurales del tejido y su dinamismo biológico dichas áreas podrían activarse con el empleo de ácidos débiles de baja concentración y monómeros acídicos. (Pashley 1984; Pashley y Tay 2001).

La dentina instrumentada con fresas y/o piedras no presenta los túbulos dentinarios abiertos como se creía, si no que está cubierta por una capa muy especial denominada barro dentinario, siendo conocida también con los nombres de capa dentinaria untuosa, estirada, deformada, lodo dentinario, residuo dentinario, con proyecciones intratubulares en la dentina superficial y media llamados *smear plugo*. Esta capa fue descrita por Boyde y col., 1963 y su composición estructural fue estudiada por Eick y col., 1970, a través de MEB y Microsonda Electrónica, demostrando que estaba integrada en su composición por fosfato de calcio y materiales orgánicos. Brännström 1984, divide al barro dentinario en dos capas muy bien diferenciadas, externas o *smear on* que es amorfa e interna o *smear in* formada por partículas menores que son forzadas en el interior de los túmulos dentinarios. Su espesor oscila entre 0.5 a 5.5 nanómetros y los *smear plugs* de 4.5 a 8.6 nanómetros y están directamente relacionados con el tipo de instrumental rotatorio, la velocidad de giro utilizada, la temperatura desarrollada, la presión ejercida durante la preparación cavitaria o el área de dentina superficial, media o profunda involucrada. El barro dentinario está siempre presente cuando se efectúa una preparación, obliterando los túmulos dentinario total o parcialmente como un verdadero tapón biológico, disminuyendo la permeabilidad dentinaria, la humedad superficial y desempeñando un papel preponderante en la unión de los sistemas adhesivos y la estructura dentinaria. (Pashley D 1984; Uribe-Echevarría 1990; Lambrechts y col., 2000; Tay y col., 2000).

El barro dentinario estaría constituido por dos capas bien diferenciadas, una capa superficial de restos sueltos o pseudo barro dentinario, que engloba varillas adamantinas desprendidas por el tallado cavitario, restos orgánicos y minerales adamantinos y dentinarios, hidroxiapatita y microorganismos; partículas grandes y sueltas, mayores a 5 nanómetros que no se adhieren a las paredes de la preparación. Esta capa no adherida era conocida antiguamente como polvillo dentinario, elemento

que era necesario eliminar por lavado para efectuar el tiempo operatorio de limpieza de la cavidad y únicamente se produce cuando el tallado cavitario se realiza en campo seco. No existe cuando la instrumentación cavitaria se efectúa con fresas o piedras accionadas con alta velocidad o ultra-alta velocidad con refrigeración acuosa que arrastra a esas sustancias sueltas o ligeramente unidas a la estructura. Una capa profunda de dentina deformada o barro dentinario verdadero, íntimamente relacionada con la composición del tejido que contiene los componentes presentes en la dentina como, colágeno, glicosaminoglicanos, proteoglicanos desnaturalizados, restos de origen odontoblástico, hidroxiapatita, bacterias y minerales, en partículas pequeñas de 0.3 a 2 μm , que se adhieren fuertemente a las paredes de la preparación por atracción electrostática. Esta capa interna o deformada es dentina estirada, pudiendo ser activada o disuelta por enzimas, quelantes, ácidos en alta o baja concentración y monómeros acídicos. (Bowen 1984; Gwinnett 1984; Uribe-Echevarría 1990).

El área más externa de esta dentina deformada presenta a las glicoproteínas en distintos grados de desnaturalización y por el tallado cavitario y no sería un sustrato adhesivo adecuado, por lo que debería ser eliminada. Las soluciones que contienen EDTA, cloruro de bezalconio, peróxido de hidrógeno, fluoruro de sodio (Limpiador cavitario, L. Tedequín); o EDTA, cloruro de benzalconio y fluoruro de sodio, eliminan las partículas inorgánicas sueltas, las proteínas desnaturalizadas, humectan y actúan como agentes bactericidas y bacteriostáticos, facilitando la adhesión. (Miller y Castellanos 2001).

Cuando la preparación cavitaria es instrumentada en dentina vital, el barro dentinario presenta grietas o hiatos de 0.6 a 1.8 nanómetros de amplitud que producen una solución de continuidad a través de los cuales fluye

continuamente líquido dentinario impelido por la presión intrapulpar. (Uribe-Echeverría 1997).

Los *smear plugs* no existen cuando el tallado cavitario se efectúa en dentina profunda o cuando el proceso odontoblástico ocupa la luz del túbulo dentinario.

La interpretación de la composición y características microscópicas del barro dentinario determina que existen en la actualidad distintos procedimientos clínicos, a través de los cuales esta capa puede recibir diferentes tipos de tratamiento según se la considere como una deformación del tejido conectivo dentinario o como lodo o barro dentinario. Uribe-Echeverría y col., 1996, investigaron las características microscópicas y el balance fósforo-calcio de la dentina normal y del barro dentinario, utilizando MEB y microsonda electrónica EDAX. Determinaron que: comparando las características microscópicas, la composición y el balance fósforo-calcio del barro dentinario con la dentina normal, se podría considerar a esta capa como una deformación del tejido conectivo similar a lo que ocurre en otros tejidos conjuntivos del organismo cuando sufren una herida superficial y no como residuo, barro o lodo dentinario. Sin embargo, se recomienda habitualmente para lograr adhesión el mismo tratamiento superficial con ácidos en alta concentración en la dentina con el barro dentinario, que en fracturas, abrasiones, afracciones y erosiones donde no existe barro dentinario y los túbulos dentinarios están expuestos. (Uribe-Echeverría 1997).

A través de los túbulos dentinarios abiertos o cubiertos por barro dentinario exuda en forma permanente un fluido o linfa dentinaria que humedece las superficies cortadas con una humedad adecuada y permanente cuando la función pulpar es normal. En preparaciones cavitarias en dentina superficial o media en dientes permanentes jóvenes y adultos en relación con las paredes cavitarias de contorno y pulpar, el

protector más eficaz para obliterar los túmulos dentinarios y sellar el medio interno sería un *agente adhesivo dentinario*. La comprobada difusión de los monómeros a través de los túbulos expuestos por el acondicionamiento ácido originaron distintas interpretaciones sobre el tratamiento que se debería proporcionar a la dentina con el barro dentinario a través de los sistemas adhesivos para conseguir una adhesión programada y repetible clínicamente. La capa de barro dentinario o de dentina deformada puede ser eliminada totalmente o hibridizada, eliminada o desproteinizada por contacto o hibridización reversa, integrada por reacción-integración. Superficie humectable e imprimable por el adhesivo: para obtener estos objetivos es necesario efectuar la activación superficial del sustrato dentinario y la obtención de una superficie de alta energía a través del acondicionamiento total o simultáneo de esmalte y dentina o por la aplicación de adhesivos auto acondicionadores. Para ello es preciso valerse de un agente adhesivo actual el cual funciona a través de un primer o imprimador y un adhesivo aplicados juntos o separados. Los primers son promotores de la adhesión al estar constituidos por monómeros hidrófilos-hidrófugos que se comportan como una molécula bifuncional, por lo que a través de su actividad hidrófila se unen al colágenos de la dentina por traba micromecánica y por su extremo hidrófugo se incorporan al sistema resinoso de la restauración mediante una reacción química. El primer tiene como efectos fundamentales activar o autoactivar superficialmente a la dentina a través de ácidos débiles en baja concentración y de monómeros acídicos e imprimir la dentina intertubular. Las posibilidades de un primer resinoso de imprimir y reforzar la dentina normal o desmineralizada dependen de la viscosidad del adhesivo, de la uniformidad de penetración, del grado de polimerización, del tiempo de conversión de los radicales libres y de la hidrólisis del adhesivo resinoso por el agua del fluido dentinario. (Eick y col., 1991; Eick y col., 1993).

Un adhesivo auto acondicionador tiene la función de disolver el barro dentinario y auto acondicionar la dentina imprimando las fibras del colágenos dentinario y formar sales por acción ácido-base tipo cemento ionómero de vidrio. Todas estas funciones son posibles porque el primer no se lava permaneciendo las sales formadas en el tejido. Un adhesivo dentinario debería promover inmediata y permanente adhesión a dentina; posibilitar que la resistencia adhesiva de la dentina sea comparable a la del esmalte; imprimir las fibras del colágenos dentinario; reaccionar químicamente para formar sales de fosfato de calcio por reacción ácido-base; obliterar los túbulos dentinarios y mantener el medio interno; inhibir o limitar la desmineralización dentinaria; no ser citotóxicos con el isosistema dentinopulpar; ser compatibles con otros sistemas resinosos, poseer efectos bactericida y bacteriostático, estabilizar el módulo elástico dentinario; reducir la sensibilidad postoperatoria, aumentar la adaptación de paredes cavitarias; disminuir la filtración y la percolación marginal evitando el riesgo de caries secundaria; presentar una técnica de fácil manipulación clínica. (Chohayed 1992; Leinfelder 1992; Degrang y François Roulet 1997; Carvalho 1998; Prati y col., 1994 ; Miller y col., 1999 ; Miller y col 2002).

Un agente adhesivo dentinario tendría la capacidad de actuar sobre dentina como adhesivo autoacondicionador a través de los ácidos en baja concentración y de sus monómeros acídicos, cuando su pH es inferior a 4.5.

Interfase sellada u oliterada permanentemente: la función fundamental de una agente adhesivo dentinario es unirse a la dentina, obliterando los túbulos dentinarios, efectuando el sellado del medio interno, evitando la filtración y la percolación marginal, la reinsertión de caries y la sensibilidad postoperatoria, condiciones que a nivel clínico son muy difíciles de cumplir. Si el sellado de la interfase y la adaptación a las paredes cavitarias presenta hiatos o gaps por fracturas cohesivas o

adhesivas, la adhesión se pierde y los valores de resistencia tensional y adhesiva serán mínimos. El sellado de la interfase no depende únicamente del sustrato y del sistema adhesivo sino que puede también ser influenciado negativamente por un factor de configuración cavitaria que es el factor "C", ya que durante la ejecución de una restauración adhesiva se desarrollan grandes fuerzas, por la contracción de polimerización creando un nivel de estrés importante en la estructura y la obturación. (Goracci G y col., 1996; Spreafico y Gagliani 2000).

Feilzer y col., 1987 demostraron la relación que existe entre la configuración cavitaria y el estrés de contracción, estableciendo el concepto del factor "C" que es igual a la superficie adherida/superficie no adherida. El factor de configuración y la contracción de polimerización influyen negativamente en los mecanismos adhesivos en forma directamente proporcional. Cuando un sistema resinoso es fotopolimerizado la contracción se produce a expensas de la superficie libre o no adherida.

La contracción de polimerización de los sistemas resinosos, es dentro de los factores negativos uno de los más importantes, ya que se extrapola directamente al comportamiento clínico de estos materiales. La polimerización de un sistema resinoso consiste en una reacción de adhesión por radicales libres que origina una contracción volumétrica por el cambio de estado que produce el endurecimiento del material.

Compatibilidad fisico-química y biológica: la mayoría de los prospectos comerciales de los adhesivos dentinarios indican que es necesario desmineralizar dentina con ácidos de alta concentración para lograr adhesión a través de la capa de hibridación y los tags de resina. Los tags de resina se prolongan profundamente dentro de los túbulos dentinarios y como los agentes adhesivos dentinarios presentaría citotoxicidad, el daño pulpar se puede generar muy fácilmente en

preparaciones cavitarias profundas o cuando son aplicado sobre la pulpa misma. Algunas técnicas de aplicación indican específicamente utilizar los ácidos en alta concentración y los agentes adhesivos dentinarios sobre dentina profunda (50 nanómetros o 0.5 mm) y sobre la pulpa dentaria expuesta por una maniobra accidental o por una traumatismo, con la finalidad de obtener una respuesta pulpar positiva con formación de un puente dentinario o responsable biológico de la cicatrización pulpar. Se podría aseverar que todos los sistemas adhesivos dentinarios que existen actualmente en el mercado funcionarían correctamente, uniéndose a la dentina por hibridización, por contacto o por reacción-integración, si los valores producidos por la fuerza de contracción de polimerización desarrollada por los sistemas resinosos no sobrepasaran su resistencia adhesiva.

Con respecto a la activación se realiza en tres etapas: iniciación, propagación y terminación. Las etapas del proceso de polimerización representan la realización de un trabajo desde un punto de vista físico, por lo tanto puede establecerse que para obtener un polímero final conveniente, deberá emplearse una cierta energía. Hay varias formas de hacer llegar energía a monómeros para que se active la iniciación de la reacción de polimerización vinílica. En la primera de las opciones, es decir, de activación química se utiliza una combinación de agentes químicos denominados iniciadores y activadores, los cuales son proporcionados al operador en forma separada – dos componentes- y deben combinarse en el momento en que se desea provocar la reacción. Con frecuencia, el iniciador está constituido por algún peróxido y el activador por algún producto nitrogenado de tipo de aminas terciarias. Los productos que se trabajan de esta manera son conocidos como “autoactivables” o “de activación química”. Esta forma de generación del trabajo de polimerización puede derivar en algunos inconvenientes. El producto en uso debe ser trabajado en forma de una mezcla de dos

componentes, el que incluye el iniciador y el que incluye el activador. Esa mezcla genera la incorporación de aire en la masa, ya que en la situación del trabajo real – especialmente en la clínica- es imposible pensar en hacerlo bajo condiciones de vacío. El resultado final es entonces un material alterado por la presencia de porosidades. Además, el tiempo disponible para la realización del trabajo de aplicación del material – colocación, adaptación y eventual conformación del adhesivo – está determinado por la velocidad de la reacción. Ésta, a su vez, es determinada por la composición del producto en particular que fue definida durante su fabricación.

A estas dificultades debe sumarse que la interacción entre las sustancias iniciadoras y activadoras genera grupos químicos que pueden ser inestables. De esta manera, las características ópticas del material y del cuerpo con él confeccionado pueden verse afectadas con el paso del tiempo. Para obviar estos inconvenientes en el trabajo odontológico es frecuente emplear materiales orgánicos sintéticos en los que la iniciación de las reacciones de polimerización vinílica es activada por medios físicos. En este caso el operador puede decidir el momento en el que hace llegar la energía física activadora, obteniendo así un mayor control del tiempo disponible para la manipulación. También se evita con ello la necesidad de mezcla de componentes. Dos formas de energía física son aplicables en trabajos relacionados con la odontología: las generadas por el calor y por las radiaciones electromagnéticas. El uso del calor, es decir, el empleo de productos “termoactivables”, es posible en el trabajo en el laboratorio dental, pero no así en la situación clínica endobucal. El empleo de productos “fotoactivables”, en cambio, es posible en ambas situaciones. Para algunas aplicaciones químicas se diseñan productos en los que la activación de las reacciones de iniciación de la polimerización se lleva a cabo por medios químicos y también haciendo uso del fotoactivado. Se acostumbra a denominarlos de “activación dual”. En materiales de uso en odontología, y especialmente en técnicas adhesivas

es posible incorporar sustancias que, al absorber una radiación de una determinada longitud de onda, pueden desencadenar el trabajo de activación. No es difícil notar que son pocas las radiaciones electromagnéticas que pueden adaptarse a situaciones como las que encuentran en el accionar del odontólogo. Las de longitud de onda muy corta son inaceptables por incompatibles con la seguridad biológica que el trabajo requiere. En el otro extremo, las radiaciones de muy larga longitud de onda, si bien no producen daño significativo, no resultan aptas ya que, por estar en abundancia en el ambiente actuarían en forma continua sobre un material y no en el momento en el que el profesional lo considere oportuno. Además aquellas cercanas al rojo "infrarrojo" y aún las rojas son absorbidas significativamente por el agua y las sustancias que la contienen como los tejidos vitales. Esta absorción se traduce en una elevación de temperatura que puede no ser compatible con la salud de esos tejidos para el caso del trabajo clínico.

Todas esas consideraciones hacen conveniente que la sustancia que sea incorporada a un material para ser activada debe hacerlo absorbiendo radiaciones con longitudes de onda de aproximadamente entre 450 y 500 nanómetros que corresponden fundamentalmente al color azul. Combinaciones de sustancias nitrogenadas como las aminas y compuestos cetónicos y alcanforados reúnen estas condiciones y son regularmente incorporadas en adhesivos y materiales odontológicos de uso clínico para utilizarlos mediante el fotoactivado. La disponibilidad de un material cuya polimerización vinílica pueda ser activada mediante radiaciones electromagnéticas apropiadas para la situación clínica "luz azul" debe estar acompañada por la disponibilidad de un dispositivo que permita generar esa radiación en el momento oportuno. Las unidades para la activación intrabucal de la polimerización funcionan proveyendo una radiación que oscila en un valor medio de longitud de onda alrededor de 470 nanómetros. Por ello, también pueden denominarse dispositivos de luz azul. Esta consideración está referida a la calidad de

radiación, pero también es importante su cantidad para que el trabajo de polimerización sea convenientemente completado. Otros aspectos de importancia práctica pueden ser deducidos considerando que el fotoactivado es la producción de trabajo a partir de la absorción de energía radiante. En consecuencia, para tener éxito en el empleo del fotoactivado en una situación odontológica debe disponerse de un dispositivo que genere la radiación apropiada con la potencia apropiada. Así mismo, debe tenerse en cuenta otro factor que determina la cantidad de trabajo producido al ser absorbida la radiación: el tiempo durante el que actúe. Para conseguir una eficaz polimerización, no basta, en consecuencia, disponer del dispositivo generador de la radiación con adecuada potencia. Debe hacérselo actuar sobre el material a polimerizar para generar los necesarios joules ($j = \text{Newton} \times \text{metro}$) de trabajo.

Otra consideración de importancia está dada por la superficie sobre la que se distribuya la radiación específica y de una determinada potencia. Si una radiación de una potencia específica se concentra en una superficie reducida, puede generar sobre esa porción de material un trabajo distinto al que se lograría si esa misma radiación fuese distribuida sobre una superficie mayor.

En definitiva se hace necesario disponer de una unidad de polimerización que permita obtener la radiación conveniente – luz alrededor de 470 nanómetros de longitud de onda – con suficiente potencia por unidad de superficie para generar la cantidad de trabajo adecuada para que el material alcance sus propiedades finales convenientemente en un lapso razonable. La radiación necesaria para esta forma de trabajo odontológica puede ser generada mediante cuatro tecnologías diferentes: las lámparas halógenas, las lámparas de arco de plasma, tecnología láser y las lámparas LED. La calidad de la fotoactivación no depende solo del material y de la unidad de luz empleados sino depende también del tiempo de exposición del material a la luz, del espesor del material a polimerizar, de la distancia entre la salida de luz y la superficie del

material. La contracción de polimerización que se produce durante la polimerización y endurecimiento en las técnicas de adhesión a la estructura dentaria genera fuerzas en la masa del material, que expresadas sobre una superficie se traducen en tensiones. La energía que estas tensiones representan necesariamente deben disiparse mediante una deformación que se manifiesta externamente o que ocasiona alteraciones internas en el material en el que se produce el cambio de estado. Una baja contracción de polimerización puede no ser útil si la acompaña una elevada rigidez en el material. Las lámparas LED pueden ser utilizadas para activar materiales dentales fotoactivables en longitud de onda de 430-490 nm y se caracterizan porque la fotoactivación tiene lugar a temperatura ambiente, poseen una gran estabilidad mecánica y el espectro de emisión es muy limitado. Esta lámpara alcanza una máxima intensidad lumínica de 1100 mW/cm², por esto, los tiempos de polimerización son comparativamente cortos de a partir de 10 segundos suficientes para alcanzar activación completa. (Nalcasi, Kucukesnen y Uludag, 2005)

Gracias a su amplio espectro de rendimiento lumínico, las lámparas de polimerización halógenas convencionales no tienen ninguna dificultad para excitar todos los iniciadores de la fotoactivación. Por el contrario las lámparas LED tropiezan con factores limitadores tales como un estrecho espectro de longitud de onda y un pico de sensibilidad cercano a 470nm. La luz que emite el conducto de luz se mide con una esfera de Ulbricht para determinar con exactitud la intensidad de la luz en mW.

El flujo luminoso de la lámpara de polimerización tiene un efecto considerable sobre la profundidad de activación de las resinas expuestas. Ello es particularmente importante cuando se tiene que activar indirectamente un material a través de restauraciones de cerámica o

resina. Para asegurar su éxito clínico, las restauraciones todo cerámica deberán adherirse a los dientes usando adhesivos de gran resistencia, baja solubilidad y películas delgadas, por esta razón que los agentes cementantes resinosos son comúnmente utilizados. En tal situación es esencial la polimerización correcta para asegurar que los agentes cementantes resinosos logren adecuada resistencia y proporcionen un aceptable sellado marginal. Varias variables contradictorias dificultan la identificación del método ideal de activación. La luz halógena se usan casi exclusivamente en la polimerización luminosa de los agentes cementantes de resina duales, esta tecnología tiene algunos inconvenientes. Los bulbos halógenos tienen un lapso de vida limitado a aproximadamente 100 horas. Además proporcionan grandes cantidades de calor durante los ciclos de polimerización, lo cual eventualmente resulta en la degradación de bulbos, reflectores y filtros y a su vez, reduce la capacidad de polimerización. Para superar el problema se propuso la tecnología LED que ofrece las ventajas de mínima generación de calor, así como la capacidad para operar miles de horas sin una reducción significativa en el output luminoso. Estas unidades tienen un angosto rango espectral con un pico de alrededor de 470 nm, lo cual empareja la longitud de onda de máxima absorción para la activación del fotoiniciador canforoquinona presente en las resinas dentales luz-activadas. Como consecuencia, las unidades de polimerización LED no requieren filtros. Recientemente, los fabricantes han enfocado su atención a las unidades luminosas LED de alto poder ($\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$) para la polimerización de las resinas dentales. Con una fuente luminosa de elevada intensidad, se dispone de mas fotones por período para absorción por los fotosensibilizadores. Y como consecuencia más moléculas camforoquinona alcanzan un estado de excitación. Cuando las moléculas camphoroquinone reaccionan con la amina, se forman radicales libres por polimerización. Sin embargo, la rápida polimerización puede resultar también en la formación de cortas cadenas de polímeros y puede acortar

la fase pre-gel de tal manera que el material sea incapaz de absorber adecuadamente las fuerzas de contracción por polimerización. Las luces de mayor intensidad pueden producir también elevada concentración de fuerzas durante la polimerización de las resinas, lo cual clínicamente puede contribuir a microfugas, decoloración marginal e insuficiente resistencia de la adherencia. Para lograr vacíos marginales más pequeños, integridad marginal incrementada y reducidas microfugas puede usarse inicialmente exposición a luz de baja intensidad seguida por la exposición final a luz de elevada intensidad. Este proceso se conoce "polimerización de inicio-suave". Estas reducen significativamente las tensiones de la polimerización y los vacíos marginales e incrementan la integridad marginal mejorando las propiedades del material. En cuanto la luz pasa por el volumen del material cerámico restaurativo, su intensidad se reduce, reduciendo entonces el potencial de polimerización. La intensidad de la luz, duración de la exposición, dirección y localización de la luz así como las características de la transmisión luminosa de los materiales cerámicos restaurativos son otros factores que también afectan la polimerización. Las unidades para polimerización a la luz están diseñadas para proporcionar una luz de suficiente intensidad para la adecuada polimerización del material resina a sus mayores profundidades. Se cree que las fuentes de luz de elevada intensidad resultan en mayor conversión por polimerización y en propiedades mejoradas del material resina. Es posible que esta elevada intensidad de la luz (1100 mW/cm^2) produzca mayores tensiones de contracción durante la polimerización de la resina resultando en el despegue en la interfase resina-dentina. Cuando se irradia con una densidad de energía luminosa de 24 J/cm^2 del modo estándar halógeno, se registran mayores fuerzas de adherencia en relación con los modos pulso y rápido LED (11 J/cm^2). Parecer ser que a pesar de los más elevados niveles de irradiación (1100 mW/cm^2) de los modos pulso o rápido de LED, las densidades totales de energía luminosa son menores que el modo estándar halógeno (600

mW/cm²). Los estudios soportan que la menor densidad de energía resulta en menores fuerzas de adherencia. La transmisión de la luz a través de los compuestos depende de la longitud de onda, y, como ya lo han demostrado algunos estudios previos, las ondas de mayor longitud penetran más profundamente los compuestos que las ondas cortas. Es por lo tanto perfectamente posible que un elevado porcentaje de ondas de longitud corta se absorban por debajo del volumen cerámico cerca de la superficie del agente cementante de resina y por lo tanto sean incapaces de excitar los fotosensibilizadores en mayores profundidades. Esto, a su vez, resulta en la polimerización incompleta del agente cuando se usa la unidad LED en modos rápido o de pulso. Por lo tanto la duración del periodo de exposición incrementa la densidad de energía, incrementando entonces la fuerza de adherencia. En vista del incremento en la densidad de energía cuando se extiende la duración de la exposición constante, es posible que las fuerzas de adherencia del agente de resina con la dentina puedan incrementarse con los modos LED rápido y pulso cuando se incrementa la duración de la exposición constante (Nalcaci y col, 2005).

Las restauraciones totalmente cerámicas se benefician de la adherencia cemento resina con el diente. Sin embargo, la literatura no es clara acerca de cual cemento, acondicionamiento de la superficie, o agente adhesivo dentinal produce las mayores y mas durables fuerzas de adherencia. La resistencia adhesiva es la fuerza requerida para romper la estructura adherida, presentándose la falla en o cerca de la interfase adhesivo/ adherente. Cuando se cementa cerámica a estructura dental, deben tenerse en cuenta dos interfases diferentes: la interfase dentina/adhesivo, y la interfase cerámica/cemento. La fuerza de adherencia en estas dos superficies deberá optimizarse en ambas interfases. La utilización de de diferentes tratamientos para las superficies cerámicas, han sido usados para optimizar la fuerza de adherencia en las

interfases cerámica/cemento o cerámica /compuesto. El grabado ácido con un gel de ácido fluorhídrico al 10% o bifluoruro de aluminio al 10% han sido utilizados para lograr una mejor adhesión. Ozden y colaboradores encontraron que la aplicación de silano sobre las superficies cerámicas mecánicamente asperezadas era más efectivo. Cuando se usa en combinación con un a fresa de diamante, el tratamiento silano resulta en fuerzas de adherencia el doble de elevadas que las obtenidas con el grabado con ácido fluorhídrico. Thurmeond y colaboradores encontraron que la alteración mecánica de la superficie de porcelana con aéreo-abrasión con óxido de aluminio y el grabado con ácido fluorhídrico seguido por la aplicación de silano produce mejor fuerza de adherencia.

Las fuerzas de adherencia son dependientes del acondicionamiento especial. El grabado con ácido fluorhídrico seguido por la aplicación de silano es un tratamiento superficial efectivo para cementar la cerámica. (Stewart y col, 2003)

La cementación adhesiva mejora la resistencia a la fractura de los materiales cerámicos mediante a penetración por las irregularidades de la superficie interna de la restauración inhibiendo la propagación de fracturas. Sin embargo, cuando cementamos las restauraciones totalmente cerámicas una adecuada polimerización del agente cementante de resina es un factor crucial para asegurar tanto una resistencia adhesiva óptima entre las interfases cerámica-agente-cementante y agente-cementante/dentina como propiedades físicas ópticas. (Gokhan A. y col, 2005).

Variaciones en la densidad de los túbulos a diferentes profundidades de dentina es un factor significativo que influencia la resistencia adhesiva. El riesgo de descementación es mayor inmediatamente después de la

cementación ya que el cemento pudo no haber logrado su mayor grado de activación. Las fallas de adhesión entre la interfase capa híbrida – dentina indica que la adhesión a dentina es menor que la resistencia cohesiva del agente cementante resinoso (Gokhan A. y col, 2005).

La translucidez de los materiales cerámicos está determinada por la estructura cristalina, el grosor y las condiciones de sinterizado (Antonson, 2001). Un menor contenido cristalino y el índice refractario de las cerámicas a base de disilicato de litio son más translúcidas comparado con otros sistemas cerámicos (Heffernan, 2002). Los materiales translucidos son más capaces de transmitir la luz y proveer un mayor grado de polimerización de la capa de agente cementante de resina de foto activación; por esto puede ser planteado que las resistencias adhesivas similares obtenidas con fotoactivación comparadas con activación dual son altamente dependientes de la cerámica utilizada. Para el sistema cerámico a base de disilicato de litio un grosor menor a 2 mm no afecta la resistencia adhesiva de los agentes cementantes de resina tanto como para fotoactivación como para la activación dual. (Rasetto, 2004).

Jung y col, 2001 reportaron que la activación dual produce mayor dureza y activación para profundidades por debajo de 2 mm de espesor para cerámicas a base de disilicato de litio cuando se comparó con la fotoactivación.

Rueggeberg y col 1993 reportaron que un mínimo de 60 seg de exposición de luz es necesario para una adecuada polimerización del agente cementante de resina a través de la restauración cerámica con un grosor menor a 2 mm.

Altas intensidades de luz en la polimerización y tiempo un tiempo mayor pueden afectar directamente los valores de resistencia adhesiva. Una vez

alcanzado el grado de polimerización suficiente a través de cerámicas a base de disilicato de litio, la resistencia adhesiva a dentina dependerá del agente adhesivo. (Rasetto, 2004).

Braga y col, 2000 verificaron la importancia del agente adhesivo a dentina en la resistencia adhesiva entre la cerámica y la dentina. Puede ser asumido que la falla ocurre mayormente en la interfase dentina-agente cementante mas que en la interfase agente-cementante-ceramica.

Kamada y col 1998 sugirieron que el agente silano previene la influencia negativa de las cargas térmicas y es un factor crucial para crear una resistencia adhesiva duradera de l agente cementante de resina al material cerámico.

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo general

Determinar la influencia del color de la cerámica y del modo de activación, en la resistencia adhesiva tangencial y el modo de falla de un agente cementante de resina dual,, cuando es activado a través de un sistema cerámico a base de disilicato de litio.

1.5.2 Objetivos Específicos

Medir la resistencia adhesiva tangencial y determinar el modo de falla de un cemento de resina dual, activado a través de un sistema cerámico a base de disilicato de litio color A2 y A3.5:

- Lumínicamente (Base-Luz)
- Químicamente (Base-Catalizador)
- Lumínica y químicamente (Base-Catalizador-Luz)

Comparar la resistencia adhesiva tangencial así como el modo de falla de un cemento de resina dual, activado a través de un sistema cerámico a base de disilicato de litio.

- Lumínicamente (Base-Luz)
- Químicamente (Base-Catalizador)
- Lumínica y químicamente (Base-Catalizador-Luz)

Comparar la resistencia adhesiva tangencial así como el modo de falla de un agente cementante de resina dual, activado a través de un sistema cerámico a base de disilicato de litio.

- Color A2
- Color A 3.5

1.6 HIPOTESIS

1.6.1 Hipótesis Nula

No existen diferencias estadísticamente significativas en la influencia del color de la cerámica y del modo de activación, en la resistencia adhesiva tangencial y el modo de falla de un cemento de resina dual, cuando es activado a través de un sistema cerámico a base de disilicato de litio.

($p. \leq a 0.05$)

1.6.2 Hipótesis Alterna

Existen diferencias estadísticamente significativas en la influencia del color de la cerámica y del modo de activación, en la resistencia adhesiva tangencial y el modo de falla de un cemento de resina dual, cuando es activado a través de un sistema cerámico a base de disilicato de litio.

($p. \leq a 0.05$)

II. ASPECTOS METODOLOGICOS

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Experimental in vitro

2.2 POBLACION EXPERIMENTAL

60 Terceros Molares superiores e inferiores

2.3 MUESTREO

Aleatorio

GRUPOS EXPERIMENTALES

- **GRUPO 1A:** 10 terceros molares con discos de cerámica a base de vidrio feldespático modificado y relleno de disilicato de litio color A2 cementados con agente de resina dual activado lúmicamente.
- **GRUPO 2A:** 10 terceros molares con discos de cerámica a base de vidrio feldespático modificado y relleno de disilicato de litio color A2 cementados con agente de resina dual activado químicamente.
- **GRUPO 1B:** 10 terceros molares con discos de cerámica a base de vidrio feldespático modificado y relleno de disilicato de litio color A3.5 cementados con agente de resina dual activado lúmicamente.

- **GRUPO 2B:** 10 terceros molares con discos de cerámica a base de vidrio feldespático modificado y relleno de disilicato de litio color A3.5 cementados con agente de resina dual activado quimicamente.
- **GRUPO control 3A:** 10 terceros molares con discos de cerámica a base de vidrio feldespático modificado y relleno de disilicato de litio color A2 cementados con agente de resina dual activado lumínica y quimicamente.
- **GRUPO control 3B:** 10 terceros molares con discos de cerámica a base de vidrio feldespático modificado y relleno de disilicato de litio color A2 cementados con agente de resina dual activado lumínica y quimicamente.

2.4 CRITERIOS DE SELECCIÓN

2.4.1 Criterios de Inclusión

Terceros Molares:

- Humanos
- Sanos
- Con formación radicular completa
- Extraídos por indicación ortodóntica o quirúrgica.

2.4.2 Criterios de Exclusión

Dientes con fracturas coronales de cualquier tipo

2.6 PROCEDIMIENTO

Estudio experimental in Vitro, se utilizaron 60 terceros molares humanos teniendo en cuenta los criterios de inclusión; dientes sanos, con formación radicular completa, extraídos por indicación ortodóntica o quirúrgica. Igualmente se tuvieron en cuenta los criterios de exclusión, dientes sin fracturas coronales.

De igual manera se tuvieron en cuenta las siguientes variables dependientes dentro del estudio, resistencia adhesiva, modo de falla y sitio de falla. Las variables independientes fueron color de la cerámica y el modo de activación.

Los dientes fueron limpiados de detritus y almacenados en formalina al 10% una semana antes de usarse. Cada diente fue embebido en un cubo de resina epóxica de 20mm de alto por 20mm de ancho.

El esmalte oclusal fue removido seccionando los especímenes de manera perpendicular al eje longitudinal del diente usando una recortadora refrigerando con agua, se realizó un segundo corte y pulido con fresas de diamante de grano fino a través de la dentina.

Las superficies de dentina preparadas fueron luego examinadas bajo un esteromicroscopio a una magnificación de 10X para asegurar que estuviesen libres de esmalte. La distancia entre la unión cemento esmalte y la superficie oclusal plana se mantuvo en un rango de entre 3 a 3.5 mm.

Los especímenes fueron almacenados en formalina al 10% a temperatura ambiente.

Patrones de cera para la cerámica Empress 2 fueron hechos usando un molde rectangular de acero inoxidable con diez perforaciones redondas de un diámetro interno de 6mm y una altura de 2mm.

Se le colocaron bebederos a los patrones de cera de los discos y fueron revestidos con el material indicado para este sistema cerámico, el encerado fue eliminado en un horno de acuerdo a las instrucciones del

fabricante, 30 especímenes fueron inyectados usando lingotes de IPS Empress 2 (color A2) y 30 fueron inyectados usando lingotes de IPS Empress 2 (color A3.5) en un horno automático de presión. Los parámetros de inyección están en la tabla 1.

Tabla 1.

PROTOCOLO SINTERIZACION				
parámetros de presión				
T° de inicio	700° C	T° de sinterizado	800° C	800° C
T° de prensado	920° C	rata de asenso	60° C/min.	60° C/ min
rata de asenso	60° c/min	T° de sostenimiento	403° c	403° C
vacío 1	500° c	tiempo de entrada tiempo y mantenimiento en	6 min.	6
vacío 2	920° c	T°	1 min.	2 min
mantenimiento antes de prensar	20 min.	vacío	55 hpa	55 hPa
presión de prensado	5-bar	inicio de vacío	450° c	450° C
		Terminación del vacío	799° C	799° C

Después del enfriamiento, el revestimiento fue removido del espécimen con una unidad de arenado utilizando perlas de vidrio de 50 µm a 4 bar de presión. Los especímenes fueron puestos en una solución que contiene ácido fluorhídrico al 1% en un baño ultrasónico por 10 minutos y luego enjuagados en agua por 2 minutos. La capa de reacción formada fue removida con óxido de aluminio de 50 µm a 1 bar de presión.

Un disco de diamante (006) y un disco sinterizado fueron utilizados para remover áreas de bebederos. Se realizó un desgaste de 1 mm a los discos de cerámica con una fresa de diamante de grano mediano.

Los discos cerámicos se dividieron en 2 grupos de 30 especímenes para la aplicación de la cerámica en capas de 1mm de espesor según el color. Para este propósito se utilizó un molde rectangular de acero inoxidable con diez perforaciones redondas de un diámetro interno de 6mm y una altura de 2mm.

Cada disco fue colocado en el molde para aplicar la cerámica de dentina Empress 2. La cerámica en capas fue condensada y vibrada a mano, y los excesos de humedad fueron removidos con un papel absorbente para reducir la porosidad. Los discos cerámicos se removieron del molde de acero inoxidable y fueron sinterizados de acuerdo a las recomendaciones del fabricante (tabla 1). Una sinterización adicional de dentina fue hecha para compensar la contracción periférica.

Un procedimiento de acabado fue hecho usando un disco de sinterizado para cada disco cerámico, debido a que las superficies adhesivas planas fueron esenciales para la prueba de adhesión tangencial. Los discos cerámicos fueron limpiados en un ultrasonido con una solución limpiadora multipropósito por 10 minutos y luego fueron inmersas en agua destilada por otros 10 minutos.

Las superficies adhesivas de los discos cerámicos fueron grabadas con ácido fluorhídrico al 10% por 60 segundos, enjuagadas por 60 segundos, y secadas con aire. Una capa delgada de agente de silano fue aplicada en la superficie acondicionada por 60 segundos y secada con aire.

Las superficies de dentina fueron grabadas con ácido fosfórico al 37% por 15 segundos y luego enjuagadas con agua destilada por 5 segundos. Los excesos de agua fueron removidos mediante un papel secante, dejando la superficie visiblemente húmeda. Un adhesivo de un solo paso fue aplicado en dos capas consecutivas, secadas con aire comprimido libre de aceite de una jeringa de aire por 5 segundos manteniendo la jeringa de aire a 2 cm. de la superficie, para evaporar el solvente de etanol, y luego se fotoactivó con luz LED a 600 mW/cm² de intensidad por 20 segundos. Un papel adhesivo redondo de 5 mm de diámetro con una abertura de

4mm de diámetro fue posicionado en la superficie de dentina de cada espécimen para definir el área de adhesión y también para proveer y controlar el espesor de la capa de cemento de aproximadamente 50 micras.

Los discos de cerámica fueron divididos en 6 grupos, de 10 especímenes.

En los grupos 1A y 1B, los discos de cerámica color A2 y A3.5 respectivamente, fueron cementados sobre los especímenes de dentina, utilizando únicamente la base del agente cementante activada mediante fuente de luz LED durante 60 segundos. En los grupos 2A y 2B los discos de cerámica color A2 y A3.5 respectivamente, fueron cementados a los especímenes de dentina utilizando la base y el catalizador del agente cementante sin activación lumínica. En los grupos control 3A y 3B, los discos de cerámica color A2 y A3.5 respectivamente, fueron cementados sobre los especímenes de dentina utilizando la base y el catalizador del agente cementante activados mediante fuente de luz LED durante 60 segundos.

El agente cementante de resina fue aplicado en la superficie acondicionada de los discos de cerámica, los cuales fueron posicionados en el área de adhesión usando presión digital. Los excesos de cemento fueron removidos con un aplicador inmediatamente.

La punta de la unidad de polimerización fue centrada en los discos de cerámica. La fotoactivación fue hecha usando una unidad de luz LED de una intensidad de 600-mW/cm^2 por 20 seg. Una de las perforaciones de 6 mm de diámetro por 2 mm de ancho de la platina rectangular de acero inoxidable fue posicionada alrededor de cada disco cerámico para controlar el haz de luz.

Los grupos se mantuvieron a temperatura ambiente por 4 minutos y subsecuentemente fueron almacenados en agua destilada por 10 horas antes y 2 horas después del termociclaje. Los especímenes fueron

termociclados 1500 veces en baños de agua entre 5°C y 55°C con un intervalo de tiempo de 30 seg.

La prueba de resistencia adhesiva tangencial fue hecha con una máquina de pruebas universal (Instron) a una velocidad de 0.5 mm/min. El espécimen fue posicionado de manera horizontal en una base de acero para evitar su desalojo al momento de la prueba. Una barra cilíndrica fue alineada perpendicularmente al espécimen para que la fuerza aplicada fuera tangencial. Cada espécimen fue continuamente cargado hasta que la descementación ocurrió. Los valores de resistencia adhesiva en MPa fueron calculados mediante la división de la fuerza de cada falla adhesiva ocurrida por el área adhesiva.

$$N/(\pi/4) d^2/1.000.000$$

La superficie de dentina descementada fue examinada con un esteromicroscopio a 40X para determinar el modo de falla.

6 especímenes fueron lavados con agua y puestos en un limpiador ultrasónico con 1 parte de alcohol y 2 partes de agua destilada por 10 min., seguido por otros 10 min. en agua destilada al 100%. Todos los especímenes se dejaron secar en un desecador por 24 horas y después fueron metalizados con oro-paladio.

La superficie de dentina descementada fue examinada bajo un microscopio electrónico de barrido a una magnificación de 1500X para ilustrar el modo de falla.

Un diseño de análisis de varianza a una vía (ANOVA) fue usado para examinar la resistencia adhesiva tangencial y el modo de falla. Todas las pruebas fueron hechas a un nivel de significancia de $\alpha \leq 0.05$.

2.7 INSTRUMENTO PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS

Ficha técnica donde se obtuvieron los datos correspondientes a resistencia adhesiva, modo de falla y sitio de falla de los especímenes de cada grupo. Esta ficha lleva un encabezado donde se especifica el grupo correspondiente y tipo de activación del cemento.

GRUPO 1	resistencia Adhesiva	Modo de Falla		Sitio de Falla		
	(MPa)	Adhesiva	Cohesiva	I. Dentina- Cemento	I. Cerámica- Cemento	I. En el Cemento
1						
2						
3						
4						
5						
6						
7						
8						
9						
10						

2.8 ANALISIS ESTADISTICO

Los datos se tabularon en Excel versión XP 2006 y se procesaron en SPSS versión 12 y la prueba estadística fue realizada en ANOVA.

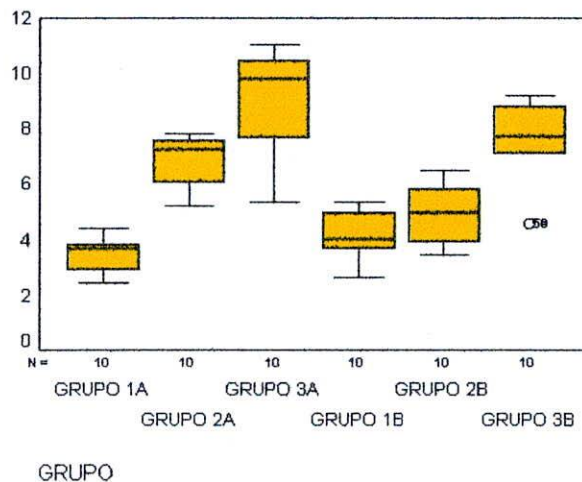
III. RESULTADOS

ANALISIS DESCRIPTIVO

		GRUPO 1A	GRUPO 2A	GRUPO 3A	GRUPO 1B	GRUPO 2B	GRUPO 3B
Media		3,56	6,936	8,872	4,16	4,944	7,408
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	3,11	6,2851	7,4061	3,5671	4,1576	6,2317
	Límite superior	4,01	7,5869	10,3379	4,7529	5,7304	8,5843
Media recortada al 5%		3,5733	6,9822	8,9467	4,1778	4,9422	7,4667
Mediana		3,68	7,24	9,8	4,04	5	7,72
Varianza		0,396	0,828	4,199	0,687	1,209	2,704
Desv. tip.		0,6291	0,9098	2,0492	0,8288	1,0994	1,6444
Mínimo		2,48	5,2	5,36	2,64	3,44	4,56
Máximo		4,4	7,84	11,04	5,36	6,48	9,2
Rango		1,92	2,64	5,68	2,72	3,04	4,64
Amplitud intercuartil		1,04	1,62	3,3	1,36	2,14	2,36
Asimetría		-0,316	-0,978	-0,77	-0,117	0,046	-1,057
Curtosis		-0,564	-0,347	-0,919	-0,104	-1,306	0,185

Encontramos que la resistencia adhesiva promedio es mayor en el grupo 3^a con 8,872.

Esto es verificado también en el siguiente diagrama de cajas, en el cual también se observa que el menor valor de resistencia es para el grupo 1^a.



ANALISIS DE VARIANZA (ANOVA)

En la siguiente tabla se muestran los resultados de la prueba de normalidad, de esta se concluye que la resistencia adhesiva sigue una distribución normal en todos los grupos del estudio.

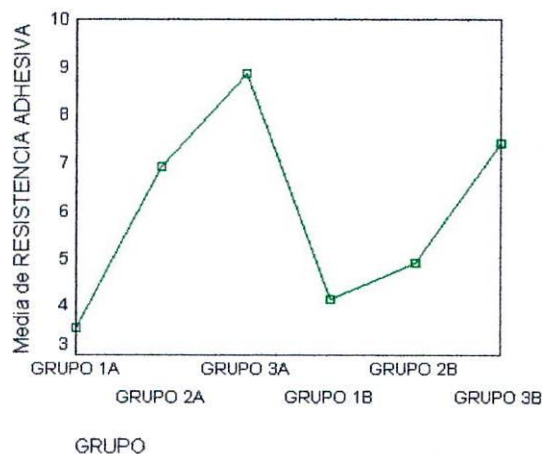
		Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
RESISTENCIA ADHESIVA	GRUPO 1A	0,175	10	,200(*)	0,938	10	0,502
	GRUPO 2A	0,246	10	0,089	0,869	10	0,099
	GRUPO 3A	0,268	10	0,041	0,874	10	0,128
	GRUPO 1B	0,162	10	,200(*)	0,948	10	0,615
	GRUPO 2B	0,124	10	,200(*)	0,945	10	0,578
	GRUPO 3B	0,23	10	0,141	0,842	10	0,05

Gracias a que el supuesto de normalidad es cumplido, es posible realizar el análisis de varianza para comparar los grupos.

Comparación de todos los grupos

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	215,589	5	43,118	25,814	0
Intra-grupos	90,198	54	1,67		
Total	305,787	59			

Existe diferencia estadísticamente significativa entre todos los grupos



En la siguiente tabla se muestra cuales son esos grupos que difieren entre si (Los que tienen *):

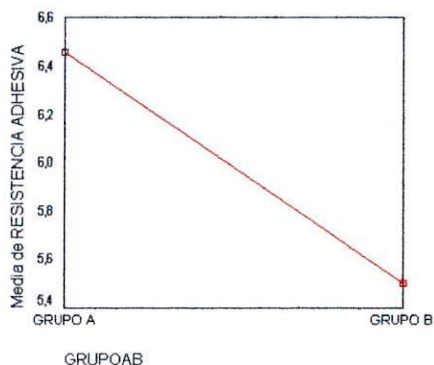
(I) GRUPO	(J) GRUPO	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
GRUPO 1A	GRUPO 2A	-3,3760(*)	0,578	0	-5,0837	-1,6683
	GRUPO 3A	-5,3120(*)	0,578	0	-7,0197	-3,6043
	GRUPO 1B	-0,6	0,578	0,903	-2,3077	1,1077
	GRUPO 2B	-1,384	0,578	0,176	-3,0917	0,3237
	GRUPO 3B	-3,8480(*)	0,578	0	-5,5557	-2,1403
GRUPO 2A	GRUPO 1A	3,3760(*)	0,578	0	1,6683	5,0837
	GRUPO 3A	-1,9360(*)	0,578	0,018	-3,6437	-0,2283
	GRUPO 1B	2,7760(*)	0,578	0	1,0683	4,4837
	GRUPO 2B	1,9920(*)	0,578	0,013	0,2843	3,6997
	GRUPO 3B	-0,472	0,578	0,963	-2,1797	1,2357
GRUPO 3A	GRUPO 1A	5,3120(*)	0,578	0	3,6043	7,0197
	GRUPO 2A	1,9360(*)	0,578	0,018	0,2283	3,6437
	GRUPO 1B	4,7120(*)	0,578	0	3,0043	6,4197
	GRUPO 2B	3,9280(*)	0,578	0	2,2203	5,6357
	GRUPO 3B	1,464	0,578	0,133	-0,2437	3,1717
GRUPO 1B	GRUPO 1A	0,6	0,578	0,903	-1,1077	2,3077
	GRUPO 2A	-2,7760(*)	0,578	0	-4,4837	-1,0683
	GRUPO 3A	-4,7120(*)	0,578	0	-6,4197	-3,0043
	GRUPO 2B	-0,784	0,578	0,752	-2,4917	0,9237
	GRUPO 3B	-3,2480(*)	0,578	0	-4,9557	-1,5403
GRUPO 2B	GRUPO 1A	1,384	0,578	0,176	-0,3237	3,0917
	GRUPO 2A	-1,9920(*)	0,578	0,013	-3,6997	-0,2843
	GRUPO 3A	-3,9280(*)	0,578	0	-5,6357	-2,2203
	GRUPO 1B	0,784	0,578	0,752	-0,9237	2,4917
	GRUPO 3B	-2,4640(*)	0,578	0,001	-4,1717	-0,7563
GRUPO 3B	GRUPO 1A	3,8480(*)	0,578	0	2,1403	5,5557
	GRUPO 2A	0,472	0,578	0,963	-1,2357	2,1797
	GRUPO 3A	-1,464	0,578	0,133	-3,1717	0,2437
	GRUPO 1B	3,2480(*)	0,578	0	1,5403	4,9557
	GRUPO 2B	2,4640(*)	0,578	0,001	0,7563	4,1717

* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Comparación del Grupo A con el Grupo B

	Suma de cuadrados	de gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	13,595	1	13,595	2,699	0,106
Intra-grupos	292,193	58	5,038		
Total	305,787	59			

No existe diferencia estadísticamente significativa entre el Grupo A y B



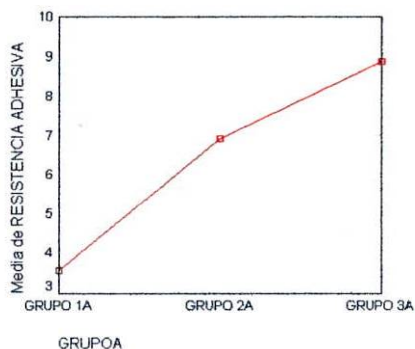
Comparación entre Grupo A

	Suma de cuadrados	de gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	144,543	2	72,271	39,984	0
Intra-grupos	48,803	27	1,808		
Total	193,346	29			

Existe diferencia estadísticamente significativa entre los subgrupos del grupo A.

(I) GRUPOA	(J) GRUPOA	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Limite inferior	Limite superior
GRUPO 1A	GRUPO 2A	-3,3760(*)	0,6013	0	-4,8668	-1,8852
	GRUPO 3A	-5,3120(*)	0,6013	0	-6,8028	-3,8212
GRUPO 2A	GRUPO 1A	3,3760(*)	0,6013	0	1,8852	4,8668
	GRUPO 3A	-1,9360(*)	0,6013	0,009	-3,4268	-0,4452
GRUPO 3A	GRUPO 1A	5,3120(*)	0,6013	0	3,8212	6,8028
	GRUPO 2A	1,9360(*)	0,6013	0,009	0,4452	3,4268

* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.



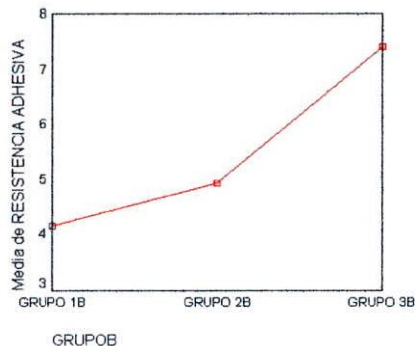
Comparación entre Grupo B

	Suma de cuadrados	de gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	57,452	2	28,726	18,736	0
Intra-grupos	41,395	27	1,533		
Total	98,847	29			

Existe diferencia estadísticamente significativa entre los subgrupos del grupo B.

(I) GRUPOB	(J) GRUPOB	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
GRUPO 1B	GRUPO 2B	-0,784	0,5537	0,347	-2,157	0,589
	GRUPO 3B	-3,2480(*)	0,5537	0	-4,621	-1,875
GRUPO 2B	GRUPO 1B	0,784	0,5537	0,347	-0,589	2,157
	GRUPO 3B	-2,4640(*)	0,5537	0	-3,837	-1,091
GRUPO 3B	GRUPO 1B	3,2480(*)	0,5537	0	1,875	4,621
	GRUPO 2B	2,4640(*)	0,5537	0	1,091	3,837

* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.



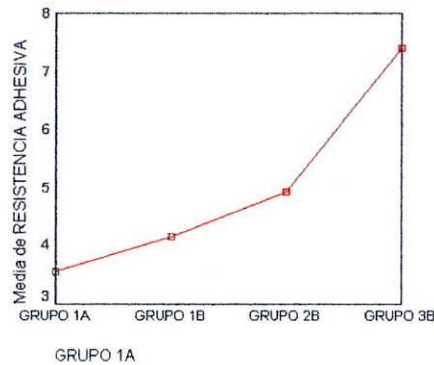
Comparación entre Grupo 1A con Grupo B

	Suma de cuadrados	de gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	85,795	3	28,598	22,901	0
Intra-grupos	44,957	36	1,249		
Total	130,752	39			

Existe diferencia estadísticamente significativa entre el grupo 1A y el grupo B.

		Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
(I) GRUPO 1A	(J) GRUPO 1A				Limite inferior	Limite superior
GRUPO 1A	GRUPO 1B	-0,6	0,4998	0,63	-1,946	0,746
	GRUPO 2B	-1,3840(*)	0,4998	0,042	-2,73	-3,80E-02
	GRUPO 3B	-3,8480(*)	0,4998	0	-5,194	-2,502
GRUPO 1B	GRUPO 1A	0,6	0,4998	0,63	-0,746	1,946
	GRUPO 2B	-0,784	0,4998	0,409	-2,13	0,562
	GRUPO 3B	-3,2480(*)	0,4998	0	-4,594	-1,902
GRUPO 2B	GRUPO 1A	1,3840(*)	0,4998	0,042	3,80E-02	2,73
	GRUPO 1B	0,784	0,4998	0,409	-0,562	2,13
	GRUPO 3B	-2,4640(*)	0,4998	0	-3,81	-1,118
GRUPO 3B	GRUPO 1A	3,8480(*)	0,4998	0	2,502	5,194
	GRUPO 1B	3,2480(*)	0,4998	0	1,902	4,594
	GRUPO 2B	2,4640(*)	0,4998	0	1,118	3,81

* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.



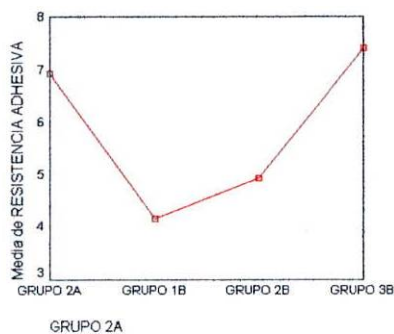
Comparación entre Grupo 2A con Grupo B

	Suma de cuadrados	de gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	72,831	3	24,277	17,893	0
Intra-grupos	48,845	36	1,357		
Total	121,677	39			

Existe diferencia estadísticamente significativa entre el grupo 2A y el grupo B.

(I) GRUPO 2A	(J) GRUPO 2A	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
GRUPO 2A	GRUPO 1B	2,7760(*)	0,5209	0	1,373	4,179
	GRUPO 2B	1,9920(*)	0,5209	0,003	0,589	3,395
	GRUPO 3B	-0,472	0,5209	0,802	-1,875	0,931
GRUPO 1B	GRUPO 2A	-2,7760(*)	0,5209	0	-4,179	-1,373
	GRUPO 2B	-0,784	0,5209	0,445	-2,187	0,619
	GRUPO 3B	-3,2480(*)	0,5209	0	-4,651	-1,845
GRUPO 2B	GRUPO 2A	-1,9920(*)	0,5209	0,003	-3,395	-0,589
	GRUPO 1B	0,784	0,5209	0,445	-0,619	2,187
	GRUPO 3B	-2,4640(*)	0,5209	0	-3,867	-1,061
GRUPO 3B	GRUPO 2A	0,472	0,5209	0,802	-0,931	1,875
	GRUPO 1B	3,2480(*)	0,5209	0	1,845	4,651
	GRUPO 2B	2,4640(*)	0,5209	0	1,061	3,867

* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.



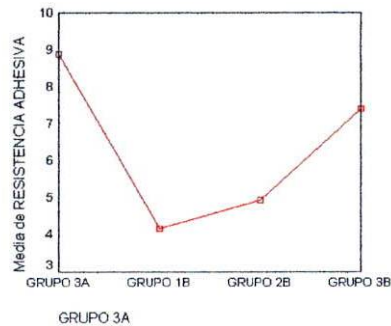
Comparación entre Grupo 3A con Grupo B

	Suma de cuadrados	de gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	142,527	3	47,509	21,599	0
Intra-grupos	79,187	36	2,2		
Total	221,714	39			

Existe diferencia estadísticamente significativa entre el grupo 3A y el grupo B.

(I) GRUPO 3A	(J) GRUPO 3A	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
GRUPO 3A	GRUPO 1B	4,7120(*)	0,6633	0	2,9256	6,4984
	GRUPO 2B	3,9280(*)	0,6633	0	2,1416	5,7144
	GRUPO 3B	1,464	0,6633	0,141	-0,3224	3,2504
GRUPO 1B	GRUPO 3A	-4,7120(*)	0,6633	0	-6,4984	-2,9256
	GRUPO 2B	-0,784	0,6633	0,642	-2,5704	1,0024
	GRUPO 3B	-3,2480(*)	0,6633	0	-5,0344	-1,4616
GRUPO 2B	GRUPO 3A	-3,9280(*)	0,6633	0	-5,7144	-2,1416
	GRUPO 1B	0,784	0,6633	0,642	-1,0024	2,5704
	GRUPO 3B	-2,4640(*)	0,6633	0,004	-4,2504	-0,6776
GRUPO 3B	GRUPO 3A	-1,464	0,6633	0,141	-3,2504	0,3224
	GRUPO 1B	3,2480(*)	0,6633	0	1,4616	5,0344
	GRUPO 2B	2,4640(*)	0,6633	0,004	0,6776	4,2504

* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.



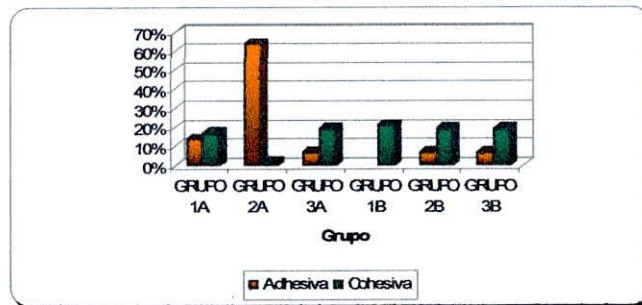
PRUEBA CHI CUADRADO

Comparación del modo de falla de todos los grupos

		MODO DE FALLA		Total
		Adhesiva	Cohesiva	
GRUPO 1A	Recuento	2	8	10
	% de MODO DE FALLA	14,30%	17,40%	16,70%
GRUPO 2A	Recuento	9	1	10
	% de MODO DE FALLA	64,30%	2,20%	16,70%
GRUPO 3A	Recuento	1	9	10
	% de MODO DE FALLA	7,10%	19,60%	16,70%

GRUPO 1B	Recuento		10	10
	% de MODO DE FALLA		21,70%	16,70%
GRUPO 2B	Recuento	1	9	10
	% de MODO DE FALLA	7,10%	19,60%	16,70%
GRUPO 3B	Recuento	1	9	10
	% de MODO DE FALLA	7,10%	19,60%	16,70%
Total	Recuento	14	46	60
	% de MODO DE FALLA	100,00%	100,00%	100,00%

La prueba Chi cuadrado arroja un valor P de 0, con lo cual se concluye que si existe asociación entre el grupo y el modo de falla.



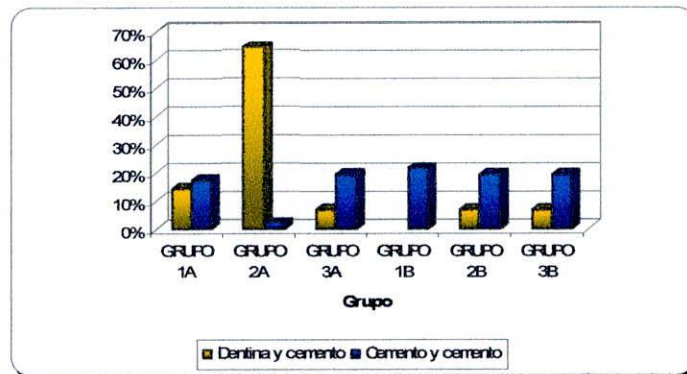
Se observa que el modo de falla adhesivo se presenta en mayor porcentaje en el Grupo 2A

Comparación del sitio de falla de todos los grupos

		SITIO DE FALLA		Total
		Dentina y cemento	y Cemento y cemento	
GRUPO 1A	Recuento	2	8	10
	% de SITIO DE FALLA	14,30%	17,40%	16,70%
GRUPO 2A	Recuento	9	1	10
	% de SITIO DE FALLA	64,30%	2,20%	16,70%
GRUPO 3A	Recuento	1	9	10
	% de SITIO DE FALLA	7,10%	19,60%	16,70%
GRUPO 1B	Recuento		10	10

	% de SITIO DE FALLA		21,70%	16,70%
GRUPO 2B	Recuento	1	9	10
	% de SITIO DE FALLA	7,10%	19,60%	16,70%
GRUPO 3B	Recuento	1	9	10
	% de SITIO DE FALLA	7,10%	19,60%	16,70%
Total	Recuento	14	46	60
	% de SITIO DE FALLA	100,00%	100,00%	100,00%

La prueba Chi cuadrado arroja un valor P de 0, con lo cual se concluye que si existe asociación entre el grupo y el sitio de falla.

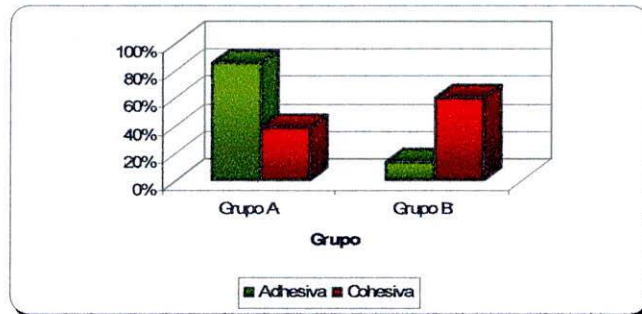


Se observa que el sitio de falla dentina y cemento se presenta en mayor porcentaje en el Grupo 2A

Comparación del modo de falla de los Grupos A y B

		MODO DE FALLA		Total
		Adhesiva	Cohesiva	
GRUPO A	Recuento	12	18	30
	% de MODO DE FALLA	85,70%	39,10%	50,00%
GRUPO B	Recuento	2	28	30
	% de MODO DE FALLA	14,30%	60,90%	50,00%
Total	Recuento	14	46	60
	% de MODO DE FALLA	100,00%	100,00%	100,00%

La prueba Chi cuadrado arroja un valor P de 9,31, con lo cual se concluye que NO existe asociación entre el grupo y el modo de falla tomando únicamente Grupo A y B.

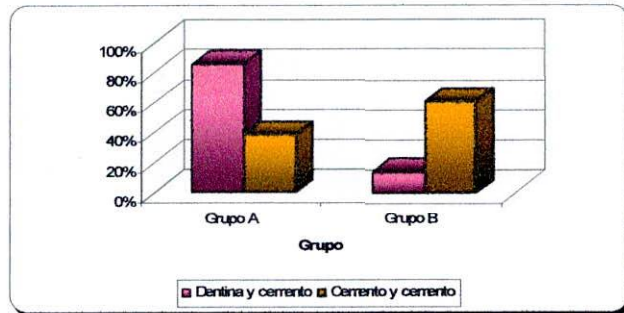


Se observa que el modo de falla adhesivo se presenta en mayor porcentaje en el Grupo A.

Comparación del sitio de falla de los Grupos A y B

		SITIO DE FALLA		Total
		Dentina y cemento	Cemento y cemento	
GRUPO A	Recuento	12	18	30
	% de SITIO DE FALLA	85,70%	39,10%	50,00%
GRUPO B	Recuento	2	28	30
	% de SITIO DE FALLA	14,30%	60,90%	50,00%
Total	Recuento	14	46	60
	% de SITIO DE FALLA	100,00%	100,00%	100,00%

La prueba Chi cuadrado arroja un valor P de 9,31, con lo cual se concluye que NO existe asociación entre el grupo y el sitio de falla tomando únicamente Grupo A y B.



Se observa que el sitio de falla dentina y cemento se presenta en mayor porcentaje en el Grupo A.

IV. DISCUSIÓN.

Factores como el grado de conversión, la duración de la radiación, la intensidad de la radiación, el color, el tipo de relleno , el porcentaje de carga de relleno, entre otros, han sido responsabilizados de las propiedades mecánicas que exhiben los agentes cementantes de resina compuesta (Hofman N, Papsthart G, Hugo B and Klaiber B, J Oral Rehabil 2001 Nov;28(11):1022-8) (Braga RR, Cesar PF and Gonzaga CC J Oral Rehabil 2002 Mar; 29(3): 257- 62) (Rueggeberg FA, Cughman WF, Curtis JW Jr and Davis HC Int J Prosthodont 1994 Mar-Apr; 7(2): 159).

Rueggeberg y colaboradores (Rueggeberg FA, Cughman WF, Curtis JW Jr and Davis HC Int J Prosthodont 1994 Mar-Apr; 7(2): 159). analizaron mediante espectroscopia infrarroja el grado de conversión de resinas compuestas fotoactivadas a través de restauraciones poliméricas simuladas , reportando que la variable dependiente presentaba una correlación estadísticamente significativa con el espesor de la restauración, la duración de la exposición y la intensidad de la luz, y el tipo y la carga de relleno, ordinalmente.

En el presente estudio, un espesor estandarizado del material cerámico de 2 mm , compuesto por un espesor de aproximadamente de 1 mm de cerámica prensada de disilicato de litio y 1 mm de cerámica sinterizada de fluorapatita, fue utilizado para emular las recomendaciones del fabricante contando con el aval de los resultados previos de Akgungor, Akkayan y Gaucher (Akgungor G, Akkayan B and Gaucher. J Prosthet Dent 2005 Sep; 94 (3): 234-41), según los cuales, la resistencia adhesiva tangencial obtenida con la activación dual y con la fotoactivación de la base únicamente de un agente cementante de resina dual, no depende del espesor del material cerámico prensado de disilicato de litio y provee igual

resistencia adhesiva siempre y cuando el espesor de la restauración no supere los 2 mm.

La intensidad de la luz y el tiempo de exposición, son también factores importantes que determinan el grado de conversión de los agentes cementantes de resina y por ende sus propiedades mecánicas. La intensidad de las lámparas halógenas convencionales es de alrededor de 300 mW/cm^2 , y el requerimiento estándar de profundidad de fotoiniciación para las mismas, es de 1,5 mm. El uso de lámparas halógenas convencionales en la cementación adhesiva de restauraciones completamente cerámicas podría resultar por lo tanto en una conversión incompleta del agente cementante. Por este motivo, en el presente estudio se decidió utilizar una lámpara de fotocurado de alta intensidad 600 MW/cm^2 durante 60 segundos, para conseguir una relación semejante a la de Akgungor , Akkayan y Gaucher (Akgungor G, Akkayan B and Gaucher. *J Prosthet Dent* 2005 Sep; 94 (3): 234-41) y a la de Jung y colaboradores (Hung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A and Schmalz G. *Clin Oral Investig* 2001 Sep; 5(3): 156-61), según la cual la fotoactivación con unidades de alta intensidad, puede afectar positivamente los valores de resistencia adhesiva.

Rueggeberg y colaboradores (Rueggeberg FA, Cughman WF, Curtis JW Jr and Davis HC *Int J Prosthodont* 1994 Mar-Apr; 7(2): 159).reportaron una correlación estadísticamente significativa entre el tipo de relleno y el grado de conversión de los agentes cementantes de resina compuesta debida a las propiedades de dispersión de la luz conferidas por el tipo de relleno. Ellos sugirieron que las resinas de microrrelleno (0,02 a 0,04 micras) dispersaban más la luz y las hacían más difíciles de fotoactivar que las resinas híbridas (0,01 a 3 micras). Por este motivo, en el presente estudio fue seleccionado un único agente cementante de resina de activación dual híbrido (partículas de 0,04 a 3 micras con promedio de

partícula de 0,7 micras) con un porcentaje de carga de relleno del 73,4% en peso y 46,7% en volumen, para eliminar la dependencia de las propiedades del material mencionadas previamente.

Con respecto a la relación entre las variables dependientes (resistencia adhesiva tangencial y modo de falla) y la variable independiente color del material cerámico, los resultados del presente estudio confirman la hipótesis nula, es decir, que el color del material cerámico prensado de disilicato de litio y sinterizado de fluorapatita no afecta la resistencia adhesiva tangencial ni el modo de falla de un cemento de resina de activación dual fotoactivado únicamente, activado de manera química únicamente o activado de manera dual. El contenido cristalino y el índice de refracción más bajo de los cristales de disilicato de litio, confiere a este sistema mayor translucidez comparado con otros sistemas cerámicos. Los materiales más translúcidos transmiten mejor la luz y proporcionan un mayor grado de conversión de los agentes cementantes activados lumínicamente, por este motivo, el color del material cerámico a través del cual es fotoactivado, puede dejar de ser relevante (Heffernan MJ, Aquilino SA, Díaz-Arnold AM, Haselton DR, Standford CM, Vargas MA. J Prosthet Dent 2002; 88: 4-9) (Heffernan MJ, Aquilino SA, Díaz-Arnold AM, Haselton DR, Standford CM, Vargas MA. J Prosthet Dent 2002; 88: 10-15) Esto coincide con los hallazgos de Cardash y colaboradores, (Cardash HS, Baharav H, Pilo R and Ben Amar A. J Prosthet Dent 1993 Jun; 69(6): 620-3) quienes reportaron la misma correlación negativa entre el grado de conversión (expresado en términos de microdureza Knoop) y el color de la cerámica siempre y cuando los espesores no superen los 2 mm.

De acuerdo con los resultados del presente estudio, si existe una correlación estadísticamente significativa entre el modo de activación y la resistencia adhesiva tangencial post-termociclaje del agente cementante. Se encontró que aquellos grupos en los cuales el agente cementante fue

activado de manera dual (3A y 3B), presentaron los valores de resistencia adhesiva tangencial promedio más altos (8,87 +/- 2,05 MPa y 7,41 +/- 1,64 MPa) . Los especímenes de los grupos en los cuales la base del agente cementante fue fotoactivada únicamente (grupos 1A y 1B) exhibieron por su parte los valores de resistencia adhesiva más bajos, 3,56 +/- 0,63 MPa y 4,16 +/-0,83 MPa respectivamente. Los grupos en los cuales se prescindió de la fotoactivación y se recurrió únicamente a la activación provista por la amina terciaria (grupos 2A y 2B), exhibieron por su parte valores intermedios de resistencia adhesiva, 6,94 +/- 0,91 y 4,94 +/- 1,10 respectivamente. Estos resultados coinciden con los hallazgos de espectroscopia infrarroja de Caughman, Chan y Rueggeberg, (Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. J Prosthet Dent 2001 Jul; 86(1): 101-6) y con los de Hoffman y colaboradores. (Hofman N, Papsthart G, Hugo B and Klaiber B, J Oral Rehabil 2001 Nov;28(11):1022-8) Los primeros, determinaron valores de conversión química para el mismo cemento del 97% con respecto al control al ser activado de manera dual , del 62% con respecto al control al ser activado de manera química únicamente y ausencia de diferencia estadísticamente significativa con la activación química sin luz, cuando la base era expuesta únicamente a la luz bien a través de una tira de Mylar o un material cerámico translúcido de 3 mm de espesor. Los segundos determinaron que la resistencia flexural, el módulo flexural y la dureza Vickers caían dramáticamente cuando el mismo cemento híbrido dual dejaba de ser fotoactivado y más aún cuando sólo la base era fotoactivada a través de un material cerámico reforzado con leucita.

De la misma manera, coinciden con los hallazgos de Fonseca, Cruz y Adabo (Fonseca RG, Cruz CA, Adabo GL. Pesqui Odontol Bras 2004 Jul-Sep; 18(3): 228-32), que a través de una prueba de dureza realizada en un ambiente oscuro y a iguales proporciones en peso de base y catalizador, encontraron que antes de 7 días la activación química

únicamente del mismo cemento era incapaz de promover una dureza similar a la obtenida con la activación dual Braga, Cesar y Gonzaga (Braga RR, Cesar PF and Gonzaga CC. J Oral Rehabil 2002 Mar; 29(3): 257- 62) también ratificaron la dependencia del cemento de la fotoactivación para alcanzar sus valores más altos de dureza como indicador del grado de conversión adquirido, aunque no pudieron encontrar una correlación significativa con la resistencia flexural y el módulo flexural del agente. Fonseca, Santos y Adabo (Fonseca RG, Santos JG and Adabo GL. Pesqui Odontol Bras 2005 Dec; 19(4): 267-271) encontraron una fuerte dependencia de la fotoactivación del mismo cemento híbrido dual para alcanzar su máxima resistencia tensil diametral, pues en ausencia de luz, presentaron una resistencia tensil diametral superior a la del fosfato de zinc y equivalente a la de un agente cementante de activación química.

Pocos estudios han evaluado la resistencia adhesiva desarrollada por los cementos de resina compuesta híbrida dual activados de diferentes modos a través de diferentes materiales cerámicos.

Braga, Ballester y Carrilho (Braga RR, Ballester Ry and Carrilho MR J Prosthet Dent 1999 Mar; 81(3): 285-9) y Kamada, Yoshida y Astuta (Kamada K, Yoshida K and Atsuta M. Am J Dent 2001 Apr; 14(2): 85-88) confirmaron la efectividad de los cementos de activación dual en los que tanto base como catalizador fueron apropiadamente activados con unidades de fotocurado con una intensidad de 450 mW/cm² a través de especímenes cerámicos translúcidos de 3 mm de espesor, alcanzando de esta manera valores de resistencia adhesiva tangencial superiores a los alcanzados por cementos específicamente formulados para ser activados químicamente, no sin dejar de resaltar la naturaleza altamente técnico-sensible del procedimiento adhesivo dentina/porcelana, confirmada por un alto coeficiente de variación en los resultados.

Sólo Akgungor, Akkayan y Gaucher(Akgungor G, Akkayan B and Gaucher. J Prosthet Dent 2005 Sep; 94 (3): 234-41) realizaron un estudio semejante al presente, pero con resultados ampliamente contradictorios. Ellos encontraron que la resistencia adhesiva tangencial desarrollada por un cemento de resina híbrido de activación dual no era influenciada por el modo de activación (dual y fotoactivada), por el espesor de la cerámica prensada de disilicato de litio sinterizada con cerámica de fluorapatita (siempre y cuando no superara los 2 mm) ni por el tiempo de almacenamiento (10 minutos o 24 horas), y más aún, sugirieron que la polimerización dual del agente cementante producto de la amina terciaria no proporcionaba resistencia adhesiva adicional al cabo de 24 horas en comparación con la resistencia desarrollada por la base del mismo agente, fotoactivada en ausencia del catalizador químico; y que el termociclaje no afectaba negativamente la resistencia adhesiva.

A diferencia del presente estudio, Akgungor, Akkayan y Gaucher(Akgungor G, Akkayan B and Gaucher. J Prosthet Dent 2005 Sep; 94 (3): 234-41) redujeron el espesor del material de cofia de los especímenes cerámicos de disilicato de litio a un nivel inferior al recomendado por el fabricante y utilizaron una fórmula comercial diferente pero con un tipo de relleno y un porcentaje de carga de relleno semejantes, lo cual no explicaría la abrupta diferencia con esta ni con las referencias discutidas previamente.

En cuanto al modo de falla, el presente estudio exhibió una correlación estadísticamente positiva entre la activación del cemento de manera dual y la fotoactivación únicamente de la base, con la presentación de fallas predominantemente cohesivas a nivel de la película de cemento. Esto podría deberse a que el material cerámico estaría evitando que la luz de la unidad de fotocurado alcance la capa de cemento, causando una insuficiente conversión del mismo y por ende, una resistencia cohesiva

del cemento inferior a la resistencia adhesiva tangencial desarrollada por el adhesivo en la interfase dentina-cemento y en la interfase cemento-cerámica. Los grupos en los que el cemento fue activado de manera química únicamente, no presentaron una correlación definitiva con el modo de falla, lo cual permitiría inferir que la naturaleza de la reacción podría ser extremadamente sensible a otros factores como la proporción base/catalizador, que en el presente estudio no fue estandarizada por peso para emular la situación clínica promedio.

En contraste, , Akgungor, Akkayan y Gaucher(Akgungor G, Akkayan B and Gaucher. J Prosthet Dent 2005 Sep; 94 (3): 234-41) publicaron el predominio de la falla adhesiva en la interfase dentina-cemento tanto fotoactivado como activado de manera dual, pero también reportaron valores de resistencia adhesiva tangencial superiores a los encontrados en el presente estudio y a los reportados para el sistema adhesivo utilizado (13,1 MPa)

En conclusión, dentro de las limitaciones del presente estudio, es posible inferir que algunos agentes cementantes de resina híbrida de activación dual son altamente sensibles a la fotoactivación y no pueden ser considerados cementos multi-propósito, pues la resistencia cohesiva tangencial desarrollada es fuertemente influenciada por el modo de activación, y este a su vez por la translucidez del material cerámico a través del cual deba ser fotoactivado. Por otro lado, la baja resistencia desarrollada por la alternativa en la cual únicamente la base es fotoactivada para evitar el cambio de color producto de la introducción de la amina terciaria presente en el catalizador, continúa ofreciendo una disyuntiva en la cual las propiedades mecánicas deban ser sacrificadas en beneficio de la estabilidad del color de restauraciones altamente translúcidas en zonas de alto compromiso estético.

V. CONCLUSIONES

En conclusión, dentro de las limitaciones del presente estudio, es posible inferir:

1. Los grupos en los cuales el agente cementante fue activado de manera dual (3A y 3B), presentaron los valores de resistencia adhesiva tangencial promedio más altos (8,87 +/- 2,05 MPa y 7,41 +/- 1,64 MPa), los especímenes de los grupos en los cuales la base del agente cementante fue fotoactivada únicamente (grupos 1A y 1B) exhibieron por su parte los valores de resistencia adhesiva más bajos, 3,56 +/- 0,63 MPa y 4,16 +/- 0,83 MPa respectivamente y los grupos en los cuales se prescindió de la fotoactivación y se recurrió únicamente a la activación provista por la amina terciaria (grupos 2A y 2B), exhibieron por su parte valores intermedios de resistencia adhesiva, 6,94 +/- 0,91 y 4,94 +/- 1,10 respectivamente.

2. La resistencia adhesiva tangencial del cemento de resina de activación dual y el modo de falla no es influenciada por el color del sistema cerámico prensado de disilicato de litio sinterizado con cerámica de fluorapatita, ya que los tres grupos en los que el sistema cerámico cementado fue de color A2 exhibieron un comportamiento semejante al de los tres grupos en los que el sistema cerámico cementado fue de color A3.5, sin diferencias estadísticamente significativas ($P=0,106$).

3. El modo de activación por su parte, demostró una influencia estadísticamente significativa en la resistencia adhesiva tangencial post-termociclaje cuando el material cerámico color A2 fue cementado con el agente resinoso activado de manera lumínica, química y dual. ($P=0$)

VI. RECOMENDACIONES

1. Se recomienda evaluar diferentes tiempos de polimerización para poder establecer el mayor grado de conversión del agente cementante de resina a utilizar.
2. Evaluar las diferentes fuentes de luz para determinar su influencia en el grado de conversión del agente cementante de resina.
3. Como interviene la proporción de base y catalizador en el grado y tiempo de conversión del agente cementante de resina.

REFERENCIAS

1. HENOSTROZA H Gilberto y Col Adhesión en odontología restauradora, editorial MAIO primera edición, 2005
2. PHILIPS D. Ciencia materiales dentales, editorial Mc Graw Hill interamericana 10 edición, 1998, p 611-612.
3. FRIEDENTHAL, diccionario de Odontología, editorial panamericana, segunda edición.
4. HAGGER O (1951) Swiss patent 278, 946; British patent 687, 299. Referated for Mc Lean J (2000) Historical overview: The pioneers of enamel and dentin bonding. In Adhesion the silent revolution in dentistry Quintessence Publishing Co. Inc. Germany.
5. MC LEAN J y Kramer (1952) A clinical and pathological evaluation of a sulphinic acid activated resin for used in restorative dentistry British Dental Journal **93** 255–269; 291-293.
6. PRATI C et al (1994) Permeability and microleakage of Class II resin composite restorations *Journal of Dentistry* **22** 1 49-56
7. BUONOCUORE M (1955 a) A simple method of increasing the adhesions of acrylic filling materials to enamel surfaces *Journal dental Research* **34** 849-853
8. MC LEAN (2000) Historical overview: The pioneers of enamel and dentin bonding. Adhesion In *The silent revolution in dentistry*. Edited by Roulet J y Degrange M Quientessence Publishing Co, Inc Germany **1** 13-17
9. GWINNETT A y Buonocuore M (1965) Adhesives and caries prevention: A preliminary report. British Dental Journal **119** 77-80
10. FUSAYAMA T (1979) Non – pressure adhesion of a new adhesives restoratives resins *Journal of Dental research* **58** 4 1364-1370
11. FUSAYAMA T (1993) A Simple Pain-Free Adhesive Restoration System by Minimal Reduction and Total Etching Ishiyaku Euro America Inc. Publisher Tokyo Japan

12. NAKABAYASHI et al (1982) The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates *Journal of Biomedical Materials Research* **16** 265-273
13. NAKABAYASHI N et al (1991) Hybrid layer as a dentin bonding mechanism *Journal Esthetic Dentistry* **3** 133-138
14. VAN MEERBEEK B et al (1999) Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive systems examined correlatively by TEM and AFM. *The Journal of Adhesive Dentistry* **1** 1-7
15. SANO H et al (1995) Nanoleakage : Leakage within the hybrid layer *Operative Dentistry* **20** **1** 18-25
16. LUTEREAU S et al (1996) EDAX Micronalysis of silver nitrate filtration in resin adhesives *Journal of Dental Research* 75-1063 (35).
17. PRATI C et al (1999) Effects of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding *Dental Materials* **15** 323-331
18. URIBE-ECHEVERRÍA J (1997) Capa de Hibridización Dentina-Resina ¿Es una adhesión efectiva? *Odontología Clínica a Fines del Milenio*. Ed. Kent-von Düring. Cordoba. Argentina. **29** 229-241.
19. TAY F et al (2001) Ultrastructural study of a glass ionomer based, all-in-one adhesive. *Journal of Dentistry* **29** **7** 489-498
20. DUKE E y Lindemuth J (1991) Polymeric adhesion to dentin: contrasting substrates *American Journal of Dentistry* **4** 241-146
21. PASHLEY D (1984) Smear layer physiological considerations *Operative dentistry. Supplement* **3** 13-29
22. BOWEN R et al (1984) Smear Layer Removal and bonding considerations *Operative Dentistry* **1** 13-18
23. GWINNETT A (1984) Smear Layer, Morphological considerations *Operative Dentistry* **3** 3-12
24. MILLER N y Castellanos I (2001) Dental Adhesives. *Reality Publishing Company. Houston. Texas. USA.*

25. PASHLEY D, y Tay F (2001) Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: Etching effects on unground enamel *Dental Materials* **17** 5 430-444.
26. EICK J, Wilko R y Anderson C (1970) Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *Journal of Dental Research* **49** 1359-1368.
27. BRÄNNSTRÖM M (1984) Smear layer, pathological and treatment considerations *Operative Dentistry* **9** 3 35-42.
28. URIBE-ECHEVARRÍA J (1990) *Operatoria Dental, Ciencia y Práctica*. Ediciones Avances Médico-Dentales S.L. Madrid. España.
29. LAMBRECHTS P et al (2000) Adhesives. Dos and Don't's. Adhesion In *The silent revolution in dentistry*. Edited by Roulet J y Degrange M Quintessence Publishing Co, Inc, Germany **4** 45-60
30. TAY F et al (2000) Effects of smear layer on the bonding of a self-etching primer to dentin *The Journal of Adhesive Dentistry* **2** 99-116
31. LEINFELDER KF (1992). Acid etching of dentin. Too early to recommend. *Quintessence International* **23** 229-231.
32. DEGRANGE M y François Roulet J (1997) Minimally Invasive Restorations Wid Bonding *Quintessence Publishing Co. Inc* Germany.
33. PRATI C et al (1994) Permeability and Microleakage of Class II resin composite restorations *Journal of Dentistry* **22** 1 49-56.
34. URIBE-ECHEVARRÍA J et al (1996) Adaptation to dentin of resin adhesives with modification or elimination of smear layer *Journal Dental of Research* **75** 1059 (2).
35. URIBE-ECHEVARRÍA J et al (1996) EDAX energy dispersion microanalysis of phosphorous-calcium balance in dentine with smear layer *Journal Dental of research* **75** 1059 (8).
36. EICK J et al (1991) The dentinal surface: Its influence on dentinal adhesion, Part I. *Quintessence International* **22** 967-977.
37. EICK J et al (1992) The dentinal surface: Its influence on dentinal adhesion, Part II. *Quintessence International* **23** 43-51

38. MILLER N y Castellanos I (1999) Dental Adhesives. *Reality Publishing Company. Houston. Texas. USA.*
39. MILLER N y Castellanos I (2002) Dental Adhesives. *Reality Publishing Company. Houston. Texas. USA.*
40. GORACCI G, Mori G y Martines L (1996) Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations *Quintessence International* **27** 355-362.
41. SPREAFICO R y Gagliani M (2000) Composite resin restorations on posterior teeth, in *The silent revolution in dentistry*. Edited by Roulet J y Degrange M *Quintessence Publishing Co, Inc Germany* **15** 253-276.
42. FEILZER A et al (1987) Shrinkag stress in relation to cavity configuration. *Journal of Dental Research* **11** 1636-1639.

VARIABLE	DEFINICIÓN	OPERACIONALIZACIÓN	ESCALA DE MEDICION	CATEGORIZACION	TIPO DE VARIABLE	INSTRUMENTO
RESISTENCIA ADHESIVA	Capacidad de un cuerpo unido a otro mediante un agente adhesivo de resistir la tensión ejercida en sentidos opuestos de manera constante.	Kg/Fuerza	CONTINUA	CUANTITATIVA	Dependiente	Instron
MODO DE FALLA	Fractura durante la aplicación de la fuerza tensional con la maquina universal de pruebas.	<u>Adhesiva:</u> Unión entre dos cuerpos de diferente naturaleza química <u>Cohesiva:</u> unión entre dos cuerpos de la misma naturaleza química.	NOMINAL	CUALITATIVA	Dependiente	Microscopia Electrónica
COLOR DE LA CERAMICA	Es un fenómeno fisico de la luz, relacionado con las diferentes longitudes de onda en la zona visible del espectro electromagnético	Color A2 Color A3.5	NOMINAL	CUALITATIVA	Independiente	Visual
MODO DE ACTIVACION	Técnicas mediante las cuales se logra un grado de conversión en un agente cementante	Lumínica Lumínica + química Química	NOMINAL	CUALITATIVA	Independiente	Visual