



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**INFLUENCIA DE LA INTENSIDAD LUMÍNICA DE
DOS DIFERENTES LÁMPARAS EN LA ADHESIÓN
(ESTUDIO COMPARATIVO)**

T E S I S A

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
CIRUJANA DENTISTA**

P R E S E N T A :

DIANA SELENE HERNÁNDEZ BARENAS

DIRECTOR: C.D. JAIME ALBERTO GONZÁLEZ OREA

ASESOR: MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA

MÉXICO D. F.

MAYO 2007



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A Dios:

Gracias por darme la oportunidad de vivir esta etapa de mi vida, donde a pesar de las dificultades y tantos tropiezos he llegado al final de este ciclo, con todo lo que esto trae consigo, gracias.

A mi Mama:

Gracias por que eres lo más maravilloso que ha pasado en mi vida, por que en cada momento difícil o de felicidad volteo y siempre estas ahí para mi, por que me dejas crecer y me acompañas en el proceso, por que eres mi guía, mi ejemplo, mi orgullo, mi amiga, mi refugio, mi realidad y mi más grande amor:

TE AMO gracias por ser mi Mama.

A mi Abuelita:

Por que crecí contigo, aprendí a vivir junto a ti, por tu apoyo incondicional, tu grandeza humana inigualable, por ser una gran mujer, por que nunca me olvido de ti, por que se que aunque Dios te haya llevado con el, en donde estés estas orgullosa de mi te amo y me haces mucha falta.

A mi Abuelito:

Por que siempre y ante todo me apoyas, me proteges, por que para ti no hay nada imposible, por que aun en los momentos más difíciles nunca dejas de ser el cimiento que me mantiene de pie, por que no solo eres mi abuelito también has sido mi Papá te amo.

A Alejandro:

Por que te extraño, porque me hubiera gustado que vivieras esto conmigo, porque difícilmente se me olvida que no estas, gracias por la bendición de ser mi tío, mi hermano, por que nunca te olvidas de mi, por cuidarme desde el cielo...

Mario:

Por que más que mi tío eres mi hermano, por tu compañía, por tu comprensión, por tu disponibilidad, por tu lealtad, por tu amor, por que te amo y por que te quiero 1...

A mi tío Pepe:

Por que sabes que si no fuera por ti todo seria más difícil muchísimas gracias por tu apoyo incondicional en los momentos más difíciles te quiero.

A mi tío Carlos

Simple y sencillamente por que eres mi tío, por que te quiero hoy y siempre, en las buenas y las mejores.

A Iván y Andrea:

Por existir, por ser un regalo que dejo Alejandro para la posteridad, por que me dan su tiempo y un espacio en su vida, por ser unos buenos niños, por que me quieren y los quiero.

Male:

Por que es muy difícil encontrar alguien como tú, una amiga que soporte todo y siempre este ahí para mi, gracias amiga te quiero mucho.

Dr. Jaime:

Mi agradecimiento por su apoyo y su asesoría para realizar este trabajo, por ser imparcial y por darme la oportunidad de presentarme con ud.

Dr. Guerrero:

Por ser tan humano, por tenderme su mano, por apoyarme, por ser una excelente persona, eso es algo difícil de encontrar, muchas gracias por darme el gusto de conocerlo.

ÍNDICE

	PAG.
1. INTRODUCCIÓN	7
2. ANTECEDENTES	8
3. GENERALIDADES	15
3.1. Adhesivo	15
3.2. Adhesión	15
3.3. Fuerza de adherencia	16
3.4. La importancia de la adhesión en la odontología	17
3.5. Adhesión a dentina	18
3.6. Adhesivos de uso odontológico	19
3.6.1. Primera generación	19
3.6.2. Segunda generación	19
3.6.3. Tercera generación	20
3.6.4. Cuarta generación	21
3.6.5. Quinta generación	22
3.6.6. Sexta generación	23
3.7. Clasificación de las lámparas de fotopolimerizado	25
3.7.1. Lámparas de luz halógena	25
3.7.2. Lámparas de arco de plasma	26
3.7.3. Láser	26
3.7.4. LED (Light Emiting Diode)	27

3.8.	Factores que influyen en la polimerización	30
4.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	31
5.	JUSTIFICACIÓN	32
6.	OBJETIVO	33
6.1.	Objetivo general	33
6.2.	Objetivos específicos	33
7.	HIPÓTESIS	34
8.	RECURSOS	35
8.1.	Humanos	35
8.2.	Físicos	35
8.3.	Materiales	35
8.3.1.	Equipo	35
8.3.2.	Material	37
9.	METODOLOGÍA	38
9.1.	Población muestra	38
9.2.	Criterios de inclusión	38
9.3.	Criterios de exclusión	38
9.4.	Variables de estudio	39
9.4.1.	Independiente	39
9.4.2.	Dependiente	39
9.5.	Metodología	40
10.	PLAN DE ANÁLISIS	46

11.	RESULTADOS	47
12.	DISCUSIÓN	49
13.	CONCLUSIONES	50
	REFERENCIAS		
14.	BIBLIOGRÁFICAS	51

1. INTRODUCCIÓN

La adhesión es un concepto que se maneja frecuentemente en la actualidad en la práctica odontológica, se ha tratado de encontrar un material que se enlace permanentemente a las estructuras dentales, y que tenga propiedades similares a dentina y esmalte.

El perfeccionamiento de diversos sistemas de adhesión, se ha convertido en una constante búsqueda, que exige ir transformando los criterios tradicionales manejados en el campo odontológico, trayendo consigo la solución de algunos de los principales problemas del cirujano dentista: la posibilidad de lograr la unión entre diente y material restaurador, eliminando la existencia de interfaces entre los mismos, proporcionando una mayor calidad en las restauraciones.

La odontología ha ido evolucionando a través de los años, y los requerimientos y expectativas que demanda el cirujano dentista se han elevado, por ello, la industria dental se ha dedicado a la producción de tecnología orientada a optimizar el trabajo odontológico y a mejorar el manejo de los materiales dentales, que están en una constante evolución.

Es por lo anterior que surgió la inquietud de llevar a cabo pruebas de laboratorio para conocer la fuerza de unión a dentina que se obtiene al utilizar como sistema de fotopolimerización una lámpara de $400\text{mW}/\text{cm}^2$ y una lámpara de $1100\text{mW}/\text{cm}^2$, sobre el sistema de adhesión single bond 3M ESPE USA

2. ANTECEDENTES

En la actualidad el uso de sistemas adhesivos, se ha vuelto un proceso que se realiza día a día en la práctica de la odontología restauradora, la adhesión a la dentina hasta el día de hoy es un resultado difícil de lograr, si se lograra, las ventajas sobre los materiales restauradores serían innumerables.

Hasta la fecha se conocen diversos sistemas de adhesión, constituidos por los diversos mecanismos, recursos o técnicas que se han innovado para conseguir adhesión.

Uno de los pioneros en realizar adhesión a dentina fue Michael Buonocore, él siguió los principios de adhesión a esmalte, solo que ocupó ácidos más débiles, a menor concentración y durante un periodo menor de tiempo de contacto, para acondicionar el sustrato, él consiguió con esta técnica que con el grabado ácido de la dentina se lograra el doble de la adhesión comparada con dentina sin acondicionar ⁽¹⁾

Algunos otros intentos con menor éxito fueron considerados como posibles formas de obtener adhesión a dentina, entre ellos, la utilización de poliuretanos, en base a la habilidad que presenta este material para unir materiales de diferente composición y la característica que presentan los radicales isocianatos que al reaccionar con agua tienen una acción secante.

Los resultados sin éxito clínico, propiciaron que estos mecanismos para lograr adhesión no sólo fueran descartados, sino que además no se viera alguna posibilidad futura con el seguimiento de estas técnicas.

Con el desarrollo de materiales con base de unión a resinas compuestas utilizando glicidil metacrilato, se pensó en buscar la unión a dentina en el extremo opuesto de la cadena del metacrilato utilizando NPG. El principal problema con estos materiales era su inestabilidad y su sensibilidad a la presencia de humedad junto con una gran contracción a la polimerización. El agente adhesivo generalmente polimerizaba antes de obtener una unión con el material restaurador

El desarrollo de una técnica confiable para lograr una adhesión estable y fuerte a dentina, estaba muy lejos de poderse obtener con los materiales y técnicas de esa generación Bowen desarrolló un sistema adhesivo. El sistema conocido como sistema con oxalato, requería de mayor número de pasos para acondicionar la dentina y por lo tanto era una técnica más demandante y muy sensible. Bowen, consideró y demostró, que este método de adhesión a dentina no nada más era aplicable clínicamente, sino que también era factible obtener valores altos de adhesión con una unión perdurable con buen comportamiento clínico.

Bowen con la confección de esta resina capaz de adherirse al diente grabado con ácido. Dicha "resina de Bowen" es el bisfenol-glicidil-metacrilato (Bis-GMA), cuya formulación contempla dentro de la molécula la presencia de tres zonas, una central que le concede la rigidez a la resina, dos áreas a lo largo de la cadena, que le proveen la viscosidad y unos extremos que le consienten crear una reacción de polimerización, para lograr la reticulación de dicho polímero.

En 1965, Bowen propone el primer adhesivo dentinario comercial, con una molécula, el NPG-GMA (Nfenilglicina- glicidil Metacrilato) que tenía carácter bifuncional, de forma que el extremo del metacrilato se uniría a la resina compuesta como material restaurador y el otro extremo se uniría a la dentina. Este adhesivo se comercializó como Cervident de la S. S. White. Los resultados clínicos a los 3 años mostraban fallas de un

considerable 50% y más de la mitad de éstos tenía lugar en los primeros 6 meses de tratamiento. Las causas se atribuyen a las pobres propiedades de humectancia, cristalización posterior al secado, lo que reduce la superficie disponible para la unión con la resina compuesta. ⁽¹⁾

En 1978, aparece el primer adhesivo dentinario a base de fosfatos, contenía un monómero hidrófobo, el metacriloxietil- fenil-hidrógenofosfato, junto con un metacrilato hidrosoluble, HEMA (Hidroxietilmetacrilato) e incorporando activadores químicos, por lo que se presentó como un sistema de dos componentes, es lo que los promotores de la reacción de polimerización se repartían entre ambos Su mecanismo de unión se basaba en la interacción entre los fosfatos y el calcio de la dentina y del esmalte sin grabar. La capacidad de adhesión era todavía muy pobre debido a la poca capacidad de humectar la dentina, y se situaba alrededor de los 3 Mpa, valores que mejoraron cuando fué utilizado junto a una técnica de grabado ácido del esmalte, también el de la dentina (grabado total).

En 1985, Munksgaard y Asmussen introducen un adhesivo dentinario que graba el esmalte con ácido fosfórico al 37%. Graba la dentina con EDTA al 17%. El trayecto hacia la cuarta generación de adhesivos dentinarios, de igual forma fue acompañado en el acontecer histórico de estudios en el diente que innovaron la adhesión dentinaria.

El logro más trascendental que ha dado la adhesión dentinaria y que ha acentuado la operatoria, ha sido el hallazgo hecho por Nakabayashi en 1982 de la "Capa Híbrida" concepto que evidencia la superposición de la resina del adhesivo entre la dentina, de modo que la resina se ubica entre las redes de colágeno, superponiéndose entre ellas y a su vez es capaz de meterse en los tubulos dentinarios parcialmente desmineralizados, para formar verdaderos tags entre los mismos. ⁽²⁾

Bouschlicher MR,y colaboradores en el 2000 estudiaron cual era el efecto de intensidad de la luz dirigida a la fuerza de la polimerización y conversión en un compuesto del fotoactivador, lo que se a ha demostrado es que mejoran las propiedades físicas de los composites fotopolimerizados, en este estudio se investigo el stress de la contracción, la evolución y la fuerza de la adhesión al punto central ubicado en la dentina con el incremento paulatino de resina compuesta , combinándolo con adhesivos de diferente acidez.

Esto se atribuye a la alta especificidad de la longitud de onda de las partículas de energía emitidas (longitud de onda más estrecha de unos 40 μm) respecto al pico de absorción del fotoiniciador, disminuyendo de esta forma la temperatura total del proceso. Debido a la velocidad a la que se produce la polimerización, el grado de contracción aumenta.

Los estudios in Vitro realizados hasta la fecha indican que el estrés de polimerización en la interfase resina/diente es mayor para láser y arco de plasma comparado con la luz halógena convencional se demostró que los adhesivos que contienen ácidos monómericos combinados con compuestos pueden efectuar la polimerización con una reacción adversa que produce grados de adhesión bajos, este fenómeno de igual manera podrá ocurrir si se aumentan algunos compuestos de las resinas, Se concluyo que la irradiación de la luz a través de compuestos curados químicamente durante la polimerización no provocara efectos en el stress de la contracción o fuerza de adhesión en la dentina ⁽⁴⁾

Emami N y colaboradores en el 2003 se dedicó al estudio de los efectos del poder de densidad de la luz, variaciones y propiedades de curado en las resinas dentales. Los autores nos dicen que hay estudios que han demostrado que composites polimerizados a una baja intensidad inicial tienen una mejor adaptación marginal. Una radiación inicial menor puede permitir una mayor fluidez de la resina antes de que esta llegue al punto

de gelificación, disminuyendo el stress de contracción residual en la restauración adherida, lo que resulta en una mejora de la adaptación marginal. El sistema comienza con una baja intensidad, seguida de una emisión de alta intensidad para asegurar un alto grado de polimerización de la resina, reduciendo la formación de gaps. A mayor cantidad de resina mayor será la contracción. ⁽⁵⁾

En un estudio realizado en el 2002 Leonard DL y colaboradores, nos hablan de la eficiencia en la polimerización de las lámparas LED, nos dicen que la calidad de la polimerización depende del estrecho pico de absorción del sistema iniciador, y hace del espectro de emisión un factor clave para la correcta polimerización de las resinas. La banda de absorción de la camforoquinona oscila entre 360 y 520 μm . Su pico máximo es de 465 μm . Dentro de este rango, la emisión óptima de la luz debería estar entre 450 y 490 μm .

En los dispositivos convencionales, la mayoría de fotones son emitidos fuera del espectro óptimo de absorción de la camforoquinona. En contraste el 95 % de los fotones emitidos por el haz azul de luz de las LED se encuentra entre 440 y 500 μm . La mayoría de los fotones emitidos por la LED interactúan con la camforoquinona, explicando la mayor profundidad de fraguado y el aumento del factor de conversión con respecto a las lámparas de luz halógena, aún funcionando a intensidades de 100 mW/cm^2 . En contraste con las LED convencionales, las LED de alta intensidad usan un semiconductor cristalino sustancialmente más largo, lo que incrementa la intensidad de luz y el área iluminada, estableciendo una disminución del 50% de reducción del tiempo de exposición. ⁽⁷⁾

En el año 2005 Nikiyama y colaboradores realizaron 1 estudio donde se evaluó el comportamiento de siete lámparas LED, en este estudio surgieron variados resultados como son que seis de las siete lámparas

de fotocurado LED estudiadas tuvieron un comportamiento similar fotocurando composites. Se demuestra que elevadas intensidades de luz provocan mayor stress de contracción en la polimerización, dando lugar a una mayor formación de gaps. Parece que cuando el proceso ocurre más lentamente se produce menos stress interno, proporcionando fluidez al material que resulta en una menor contracción de polimerización. Hay una relación lineal entre contracción de polimerización y intensidad de luz. Los métodos soft start, pulse delay y ramp cure aparecen para minimizar el stress de contracción al inicio de la polimerización, cuando éste es mayor, permitiendo a la resina “fluir” reordenándose en un polímero más lineal. ⁽⁸⁾

Staudt y col. de la división de ortodoncia de la Universidad de Ginebra, Suiza, en agosto del 2006 redujeron el tiempo de curado de composites fotocurables para cementar brackets, los fabricantes aumentan la densidad de poder (PD) de fuentes ligeras. Los investigadores estudiaron la relación entre PD y fuerza de adhesión (SBS) al momento de una exposición corta, unieron brackets de acero limpios a incisivos de bovino usando adhesivo fotocurado.

Seis grupos de 20 incisivos cada uno se expusieron durante 4 seg. a la luz de halógeno con PD diferente que aumenta de 500 a 3000 mW/cm² en pasos de 500 mW/cm² expusieron 2 grupos mas a un PD de 3000 mW/cm² para 6s (n=15) y 8s (n=19), simulando PD no-disponible de 4500 y 6000 mW/cm² para 4s.

Una lámpara de halógeno con un PD de 1000 mW/cm² se usó el grupo de control. (n=15).

Después del almacenamiento para 24 hrs. a 37 °C en agua, SBS e índice de remanente de adhesivo (ARI) se grabó, concluyeron que el SBS era significativamente diferente entre los grupos (ANOVA, p <0.001). SBS

comparable al grupo con el que sólo podría lograrse un PD de por lo menos 3000 mW/cm².

Un modelo exponencial describió la relación entre SBS y PD. La curva de adhesión basada en este modelo alcanzó 85% del posible SBS más alto a las aproximadamente 4000 mW/cm². Las cifras de ARI mostraron ese PD más alto estaba asociado con adherencia mejor en la interfase del bracket / adhesivo, estos hallazgos muestran la dependencia de SBS en PD, y así mantiene una valiosa herramienta el desarrollo de sistemas de fotocurado.⁽⁹⁾

3. GENERALIDADES

3.1. Adhesivo

Un adhesivo es una sustancia capaz de mantener adheridos dos materiales por unión superficial. En los materiales compuestos, el término se usa específicamente para designar a los adhesivos de tipo estructural, que permiten realizar uniones capaces de transmitir cargas estructurales significativas.

3.2. La adhesión

La adhesión es la unión íntima que se sucede entre dos superficies de diferente naturaleza química gracias a fuerzas interfaciales. Fuerzas interatómicas que son de dos tipos, las primeras químicas y/o electrostáticas, y las segundas mecánicas. Las mecánicas que pueden ser de efecto geométrico, o de efecto reológico no podrían considerarse adhesivas sino más bien de traba mecánica. Mientras que las primeras de valencia primaria (enlaces iónico, covalente y metálico) o secundaria (fuerzas de Van der Waals, y puentes de hidrogeno) se deben considerar adhesivas.

La adhesión es la atracción entre las superficies de dos cuerpos. Las dos superficies adyacentes pueden tener una composición química diferente.

3.3. Fuerza de adherencia

La fuerza de atracción implicada se debe a interacciones electromagnéticas producidas por variaciones en la distribución de electrones en las moléculas de las superficies enfrentadas.

La distancia entre las moléculas de las superficies es un factor determinante en la fuerza ejercida. Una superficie que puede parecer lisa al ojo humano puede ser tan rugosa que sus moléculas no estén lo suficientemente cerca de la superficie adyacente para producir una atracción electromagnética. Los bloques de calibrado, son piezas de metal empleadas para realizar medidas de precisión son tan lisos que se puede conseguir que las superficies enfrentadas se queden pegadas al apretar una contra otra.

Otro caso es cuando una pluma que se saca de un tintero lleva adherida una gota de tinta. La fuerza que permite que salga así esa gota se llama fuerza de adherencia se debe a atracciones entre las moléculas del líquido y las del sólido. Un caso particular en que se pone de manifiesto la adherencia es la capilaridad.

Muchas situaciones se presentan en la Naturaleza y en la vida diaria en que interviene el ascenso capilar. ⁽¹⁴⁾

3.4. La importancia de la adhesión en la odontología

Las preparaciones cavitarias previas a la era de la adhesión se dividían en preparaciones para restaurarse con materiales plásticos: amalgamas, silicatos, acrílicos, o se colocaban materiales rígidos: incrustaciones. Eran necesarias las retenciones para materiales plásticos y en el caso de las incrustaciones, preparaciones que otorgaban anclaje y estabilidad.

La adhesión modificó estos criterios, y conocimientos preventivos limitantes del desarrollo de la caries, se permitió el tallado de preparaciones limitadas a la caries, muy limitadas en su extensión y destinadas a reemplazar solo el material dentario perdido.

Así sobrevienen diversas posibilidades de preparaciones cavitarias toda vez que como consecuencia del fenómeno adhesivo, aparece además la posibilidad de efectuar restauraciones con importantes logros estéticos al poder adherir no solamente resinas, sino también estructuras cerámicas al tejido dental. Todos estos criterios clasificatorios son limitantes si se usa solamente uno de ellos, debiendo entonces necesariamente ser combinados para poder indicar adecuadamente la actitud a adoptar, dentro de la práctica odontológica para lograr una excelente adhesión requerimos una superficie adherente con energía superficial alta y un adhesivo de bajísima tensión superficial. Lo que sumado a un manejo adecuado de la contracción, stress y velocidad de polimerización, como al modulo de elasticidad del material de restauración y la intensidad de luz de nuestra unidad de fotopolimerización nos evita la percolación marginal, fenómeno que irremediablemente atenta contra la eficiencia de la restauración conservativa actual, presentándose la sensibilidad postoperatoria a corto plazo, como la recidiva de caries a mediano y largo plazo. ⁽¹⁰⁾

3.5. Adhesión a dentina

La adhesión a dentina ha sido y aún sigue siendo un proceso muy difícil de obtener. El obtener esta adhesión a dentina, ofrecería muchas ventajas sobre los materiales, o sobre las técnicas que no ofrecen una adhesión química a la estructura dental. Su obtención favorecerá el tener que remover menor cantidad de tejido dentario, la creación de preparación de cavidades más conservadoras y el poder modificar los conceptos básicos de las formas de retención y resistencia.

La adhesión a esmalte, se puede considerar que está bien entendida con la idea básica de que se obtienen valores altos de resistencia a la unión y casi la total eliminación de la microfiltración. La habilidad propia de obtener una adhesión fuerte y durable a dentina como la adhesión a esmalte, es deseable y marca la pauta para su logro o desarrollo.

La adhesión a dentina, debe además, eliminar la penetración de bacterias, disminuyendo el riesgo de caries secundaria, la pigmentación marginal y el daño irreversible a la pulpa dental.

A pesar de que existen mejores formas de cómo describirá cómo clasificar la búsqueda de adhesión a dentina, el utilizar o agrupar por medio de generaciones, proporciona una idea muy acertada de los principios, desarrollo y logros actuales de los distintos sistemas de adhesión.⁽³⁾

3.6. Adhesivos de uso odontológico

3.6.1. Primera generación

Los adhesivos de primera generación estaban basados en la adhesión a esmalte, utilizando ácidos más débiles para obtener los resultados de acondicionamiento necesarios para el sustrato.

Este era un sistema de adhesión muy complicado de 8 pasos, al simplificarse se hizo de 3 partes un acondicionador y una solución a y una solución b, este era el sistema de los oxalatos,

El mecanismo de acción de estos era apartar el “smear layer” para que la resina fluya por los tubulos dentinarios.

3.6.2. Segunda generación

Los sistemas adhesivos de segunda generación, expresaron un notable aumento en su resistencia a la unión a esmalte y a dentina. Y es a partir de esta generación es cuando se empiezan a reconocer como sistemas adhesivos a esmalte y dentina.

La adhesión de la mayoría de los sistemas adhesivos de esta generación, se basa en la reacción fosfato/calcio, (unión iónica) pero utilizando una resina con dimetacrilato en el adhesivo, en lugar de las resinas BISGMA se aumentó en la resistencia a la unión, comparando con la primera generación, el error clínico radica en el producto de la hidrólisis de la débil reacción fosfato-calcio.

Se utilizan agentes hidrofóbicos diseñados para promover una unión iónica a la hidroxiapatita como principal componente de la capa de detritus dentinaria, esta se limita a la relativa retención de ésta con la dentina superficial.

Los valores de unión de estos sistemas fueron de entre 4 y 6 Mpa y se llegaron a considerar como valores altos de adhesión.

3.6.3. Tercera generación

En esta generación se introduce el uso de imprimadores (primers) para la preparación de la superficie de la dentina para obtener una mejor humectación del adhesivo, fué uno de los avances más importantes registrados en esta generación de adhesivos.

Los imprimadores, hasta cierta forma son ácidos débiles o una mezcla de ácidos a baja concentración, pero con la suficiente capacidad para remover, alterar, o modificar la capa de detritus dentinaria que se localiza sobre la superficie de la dentina.⁽⁶⁾

En la composición de los imprimadores, se encuentran también componentes a base de resina, que son activados por medio de una fuente de luz, para interactuar después del efecto del ácido sobre la dentina.

El efecto del ácido puede abrir pequeños defectos o micro fracturas en la superficie de la dentina, para que la resina pueda infiltrar al sustrato dentinario formando numerosas proyecciones por debajo de la superficie de la dentina para proporcionar una retención mecánica resistente.

Los resultados in vitro de algunos de los sistemas de adhesión a dentina de la tercera generación, demostraron valores de resistencia a la unión a

dentina, similares a los valores que se obtienen en adhesión a esmalte, en estos sistemas se promueven unión a colágena de dentina pretratada, con la adición de retención intermecánica a las aperturas de los túbulos dentinarios.

Los imprimadores, compuestos con monómeros hidrofílicos, son empleados después del acondicionamiento de la dentina con agentes ácidos débiles, que remueven o alteran la capa de detritus dentinaria y preparar el sustrato dentinario.

La obtención de adhesión eficiente con estos sistemas adhesivos, recaía principalmente en la interacción mecánica del adhesivo a dentina. El resultado del uso de estos sistemas adhesivos, es que se debe formar una interfase híbrida. ⁽¹¹⁾

3.6.4. Cuarta generación

El uso de agentes acondicionadores con ácidos débiles para la preparación del sustrato dentinario o el acondicionamiento simultáneo del esmalte y la dentina, con los que se obtiene la remoción o la alteración de la capa de detritus dentinaria .se hace conocimiento del efecto de los agentes a base de ácidos débiles, se debe de obtener también la exposición de la dentina intertubular y peritubular.

La aplicación de imprimadores con monómeros hidrofílicos se utiliza para facilitar la penetración de la dentina descalcificada que permita embeber una superficie entre 1 a 5 micras dentro de la dentina acondicionada para mantener la red de colágena abierta.

Este paso impide que la colágena se colapse y permite que la resina adhesiva penetre efectivamente en la filigrana de la dentina descalcificada.

Estos sistemas adhesivos muestran parecido en su comportamiento, con una técnica de menor sensibilidad, resultados más homogéneos y valores de 12 a 22 Mpa.

El desarrollo de la capa híbrida que se obtiene del manejo adecuado de estos sistemas adhesivos en el sustrato dentinario, es el recurso más importante para obtener valores altos de adhesión y buen sellado de la interfase material restaurador-dentina.

3.6.5. Quinta generación

El medio de la inducción a la adhesión a dentina con laceración de una capa híbrida, se manifiesta y se fortalece como el mejor mecanismo

En este sistema de adhesión se busca la formación de la capa híbrida y la adhesión química, pero con una técnica más sencilla, haciéndola menos sensible y dando el proceso de la adhesión más rápido, con un menor número de pasos clínicos

La mayoría de los sistemas adhesivos de la quinta generación utiliza el grabado o acondicionamiento simultáneo de la dentina y el esmalte (grabado total) y el sistema de “una botella” (one bottle) que contiene el imprimador y la resina adhesiva juntos y que se aplica después del grabado en un solo paso.

En algunos sistemas se agregaron pequeñas cantidades de partículas de relleno, para dar más consistencia a la resina adhesiva ⁽³⁾

3.6.6. Sexta generación

Un desarrollo más reciente involucra el uso de imprimadores ácidos o mejor llamados imprimadores de pregrabado en los que la intención primordial es la de combinar en un solo paso el acondicionamiento y la preparación del sustrato dentinario

Los sistemas de adhesión conocidos como sistemas de pregrabado, tienen como objetivo simplificar el procedimiento de adhesión y al mismo tiempo, evitar los pasos más críticos y más sensibles de la técnica

Estos sistemas están constituidos de monómeros ácidos polimerizables sin ningún paso intermedio como: lavado o secado y que actúan en un paso o dos como acondicionadores, imprimadores y resina adhesiva.

El principal objetivo de estos sistemas adhesivos, tiende a ser también la simplificación de la técnica. El raciocinio detrás de estos nuevos sistemas es la desmineralización más superficial de la dentina, con un mayor control y la simultánea penetración de la dentina por monómeros que puedan ser polimerizados.

La técnica y los mecanismos para obtener adhesión a dentina son diferentes a la técnica de grabado total, con menos pasos y más sencilla; pero sigue siendo todavía una técnica muy sensible

Se puede decir que los resultados con los sistemas adhesivos de auto-grabado, no son como se esperaban. O al menos no son tan consistentes como los sistemas de la generación previa. Los imprimadores ácidos, presentan una molécula de resina fosfatada, que actúa con dos funciones diferentes simultáneas: Grabado y preparación (Imprimado) de la dentina y del esmalte, sin lavado o secado y con la intención de formar una estructura continua del sustrato incorporando la capa de detritus y los

taponos de detritus, con la formación de la capa y las extensiones de resina.

Los sistemas adhesivos de auto-grabado, pueden causar excesiva desmineralización de la dentina, lo que puede aumentar el espesor de la capa híbrida con una subsiguiente falta de completa penetración de la resma adhesiva y que se traduce en valores bajos de adhesión, o bien, que no exista interacción del imprimador en la superficie del sustrato dentinario y que la capa híbrida sea muy delgada y muy frágil, o en otras ocasiones, que no se forme y por lo tanto no exista un mecanismo de adhesión.

Agua, o la presencia de agua en estos sistemas adhesivos es todavía un problema latente en la configuración de una capa de adhesivo. Se ha observado con estos sistemas adhesivos, la formación de una película intermedia de agua entre el sistema adhesivo y la superficie de la dentina, provocando un fracaso de adhesión espontáneo. La remoción incompleta de agua de la red de colágena, resulta en una competencia entre el monómero y el agua remanente dentro de la dentina desmineralizada que puede además inhibir la polimerización del agente adhesivo. ⁽¹²⁾

La fase de separación de los componentes de los monómeros hidrofóbicos e hidrofílicos, causan la formación de espacios que producen ampollas o la formación de glóbulos cuando la resina se encuentra en presencia de agua. Además, el exceso de agua puede diluir al imprimador, contaminándolo y disminuyendo su efectividad. ⁽²⁾

3.7. Clasificación de las lámparas de fotopolimerizado

3.7.1. Lámparas de luz halógena

La luz halógena convencional consiste en un filtro de 100 μm de banda que oscila entre los 400 y los 500 μm . El espectro de luz emitido por las lámparas halógenas provoca la reacción del fotoiniciador (camforoquinona). Cuando la camforoquinona es expuesta a la luz en presencia de coiniciadores (aminas) se forman radicales, que abren los dobles enlaces de los monómeros de resina iniciando la polimerización. Ésta se acelera y continúa durante horas debido a las reacciones exotérmicas en cadena.

La base física de producción de luz se basa en que objetos calentados emiten radiación electromagnética. En el caso de las lámparas de luz halógena la luz se produce cuando una corriente eléctrica fluye a través de un filamento de tungsteno. El filamento actúa como resistencia y el paso de corriente genera calor. Un filamento calentado aproximadamente a 100 $^{\circ}\text{C}$ genera calor en forma de radiación infrarroja (longitudes de onda ancha), cuando la temperatura sube hasta 2000-3000 $^{\circ}\text{C}$ una porción significativa de la radiación se emite en forma de espectro de luz visible (longitudes de onda corta).

Estas lámparas producen luz blanca. Para producir luz de una longitud de onda específica, ésta debe ser filtrada. Por otro lado los beneficios son el bajo costo y gran experiencia en el campo de la odontología.

3.7.2. Lámparas de arco de plasma

Estos dispositivos generan un potencial eléctrico extremadamente alto entre dos electrodos de tungsteno situados en una cámara con un gas inerte (xenón) que será ionizado y reflejado en el interior de la mencionada cámara, de tal modo que se genera un haz de radiación concentrada de una intensidad que puede llegar a los 2.400 mW/cm².

Estas unidades han sido introducidas con el objetivo de acortar los tiempos de exposición y obtener polimerización a niveles más profundos.

3.7.3. Láser

La alta intensidad lograda por estos aparatos hace que se reduzca el tiempo de trabajo mejorando el factor de conversión (cantidad de monómero que se convierte en polímero) según los fabricantes. El láser de argón posee longitudes de onda que actúan en picos específicos en un rango de ondas de 450-514 μm .

Entre los distintos picos de intensidad del láser de argón destacan el 488 y el 514 μm , los picos donde la energía es más intensa. El resultado de mayor profundidad de polimerización en el láser de argón se considera el pico 488 μm , muy cercano al pico de absorción de la camforoquinona.

3.7.4. LED (Light Emitting Diode)

Estos dispositivos generan luz a partir de efectos mecánico-cuánticos. Son una combinación de dos semiconductores diferentes del tipo n-estimulado y p-estimulado. Los semiconductores n-estimulados tienen un exceso de electrones mientras que los p-estimulados requieren electrones, resultando en la formación de espacios libres de electrones.

Cuando estos dos tipos de semiconductores se combinan con un voltaje, los electrones del semiconductor n-estimulado se conectan con los espacios libres de electrones creados por el semiconductor p-estimulado.

Un haz de luz con una longitud de onda característica es formado y emitido por la terminal LED. El color de la luz LED es la característica más importante. Está determinada por la composición química de la combinación de semiconductores. Los semiconductores están a su vez condicionados por su ancho de banda. En los dispositivos LED esta anchura es directamente utilizada para la producción de luz.

Cuando los electrones en la combinación de semiconductores se mueven de mayor a menor nivel de energía, la diferencia de energía del ancho de banda se libera en forma de fotones de luz. La luz producida tiene una distribución espectral estrecha. Ésta es la diferencia principal entre la luz producida por las LED y los otros dispositivos utilizados en la fotopolimerización de resinas compuestas.

Con las LED se pueden producir las longitudes de onda deseadas mediante apropiadas energías de amplitud de banda. Se crea por lo tanto un sistema más eficiente para convertir energía eléctrica en luz. Se demuestra que a intensidades inferiores a las convencionales (100 mW/cm²) la profundidad de curado de la resina y su factor de conversión mejoran usando LED, comparado con las lámparas de luz halógena convencionales.

La calidad de polimerización depende del estrecho pico de absorción del sistema iniciador, y hace del espectro de emisión un factor clave para la correcta polimerización. La banda de absorción de la camforoquinona oscila entre 360 y 520 μm , su pico máximo es de 465 μm . Dentro de este rango, la emisión óptima de la luz debería estar entre 450 y 490 μm . En los dispositivos convencionales, la mayoría de fotones son emitidos fuera del espectro óptimo de absorción de la camforoquinona. En contraste el 95 % de los fotones emitidos por el haz azul de luz de las LED se encuentra entre 440 y 500 μm .

La mayoría de los fotones emitidos por la LED interaccionan con la camforoquinona, explicando la mayor profundidad de curado y el aumento del factor de conversión con respecto a las lámparas de luz halógena, aún funcionando a intensidades de 100 mW/cm^2 . En contraste con las LED convencionales, las LED de alta intensidad usan un semiconductor cristalino sustancialmente más largo, lo que incrementa la intensidad de luz y el área iluminada, estableciendo una disminución del 50% de reducción del tiempo de exposición.

El calor producido se disipa mediante un dispositivo de aluminio integrado. La alta conductividad de este material asegura el mantenimiento de una baja temperatura, durante una operación de bastantes minutos, protegiendo la longevidad de la lámpara. Cuando la luz se desconecta, el calor temporalmente almacenado se distribuye por el medio. Este mecanismo sólo es posible con un almacenamiento de calor moderado, que se consigue con las LED, ya que el calor producido se reduce un 5 % comparado con el producido por una lámpara de luz halógena convencional. La transmisión de luz se produce a través de un reflector cónico situado en la base de la guía de luz. No son compatibles con las LED los materiales dentales que utilizan fotoiniciadores alternativos con un espectro de absorción fuera del rango 430-480 μm .

Para los materiales compatibles el tiempo de exposición se reduce en un 50 % al recomendado por el fabricante. Las ventajas que ofrecen este tipo de lámparas es que se trata de un dispositivo que no requiere recambios, no son necesarios filtros, la elevada eficiencia consigue bajas temperaturas y no requiere sistema de ventilación además de un bajo consumo, presenta facilidad de lavado, un largo tiempo de vida y un sistema silencioso. ⁽⁷⁾

3.8. Factores que influyen en la polimerización

- Energía de curado; para que ocurra la polimerización debe generarse un trabajo de determinada cantidad de energía aplicada en un periodo de tiempo determinado para alcanzar la polimerización. Son necesarios 16 joules (energía de curado) para lograr la polimerización en la aplicación clínica, lo cual es producto de la intensidad de la lámpara medida en watt y el tiempo en segundos de aplicación.
- Calidad de la Luz; debe estar en el rango de luz visible y específicamente a 470nm, con este tipo de luz, se produce poco calor en el material y los tejidos.
- Tiempo de fotoactivación; esta estrechamente relacionado con la intensidad de la lámpara; a más intensidad menos tiempo para generar los 16 joules necesarios.
- Material a fotopolimerizar; es importante valorar el grado de translucidez u opacidad del material y la cantidad de material a incrementar, por que a menos translucidez, mayor tiempo, y a más espesor mayor tiempo
- Calor; si la lámpara genera temperaturas muy altas, va a ocasionar daño por que no será biocompatible
- Distancia fuente de luz-material; la potencia de la luz decrece a medida que la distancia aumenta
- Incidencia de la luz; por condiciones anatómicas, el rayo de luz no incide al material en forma directa, se deben ocupar las diferentes puntas y el tiempo de exposición adecuado. ⁽⁷⁾

4. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Con el avance odontontológico y el desarrollo de nuevos materiales, es importante mencionar que; con la innovación de equipo utilizado en odontología, han aparecido nuevas lámparas con tecnología diferente a lo que ya conocemos tradicionalmente. La alta intensidad lumínica y la tecnología LED son mejoras que se han logrado. No existiendo reportes publicados de datos en cuanto a la fuerza de adhesión obtenida con este tipo de luz. Varios autores mencionan que a mayor intensidad lumínica existe mayor contracción de polimerización afectando considerablemente a la permanencia del material en boca.

¿La intensidad lumínica alta, mejorará la fuerza de adhesión que proporciona un adhesivo dentinario?

5. JUSTIFICACIÓN

Se realizará un estudio para determinar como la alta intensidad de la luz emitida por las lámparas de fotopolimerización LED, afecta aumentando o disminuyendo la fuerza de adhesión que proporcionará un adhesivo, ya que es un paso previo para la restauración odontológica; por la información del fabricante de este tipo de lámparas pretende o intenta dar opciones sobre lo convencional (halógena).

6. OBJETIVO

6.1. Objetivo general

Evaluar las propiedades de adhesión de un adhesivo curado con dos lámparas LED de diferente intensidad.

6.2. Objetivos específicos

Determinar la capacidad de adhesión del adhesivo single bond (3M ESPE USA) utilizando la lámpara ELIPAR FREE LIGTH de 3M ESPE USA de 400 mw/cm^2 de intensidad del rayo.

Determinar la capacidad de adhesión del adhesivo single bond (3M ESPE USA) utilizando la lámpara ELIPAR FREE LIGTH II de 3M ESPE USA de 1100 mw/cm^2 de intensidad del rayo.

Comparar los resultados obtenidos anteriormente entre si y determinar cual de las dos lámparas LED proporciona una mejor adhesión.

7. HIPÓTESIS

El adhesivo tendrá mejores propiedades de adhesión al ser fotocurado con una lámpara LED de alta intensidad, que cuando se fotocura con una lámpara LED de baja intensidad.

8. RECURSOS

8.1. Humanos

- Alumno
- Director
- Asesor

8.2. Físicos

- Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales de la DEPEI.

8.3. Materiales

8.3.1. Equipo

1. Dientes de bovino de reciente extracción
2. Pieza de alta velocidad
3. Fresa de bola de carburo
4. Vernier Max-cal
5. Cronómetro digital
6. Loseta de vidrio
7. Aros de aluminio de 1 pulgada.
8. Pulidora metalográfica
9. Hojas de carburo de silicio de grano 100 y 180
10. Jeringa triple

11. Torundas de algodón
12. Microbrush
13. Moldes de silicón con una perforación de 4 mm. de diámetro al centro
14. Pinzas metálicas sujetadoras
15. Lámpara de Resinas 3M ESPE Elipar Free Light I de 400 mw. USA
16. Lámpara de Resinas 3M ESPE Elipar Free Light II de 1100 mw. USA
17. Estufa a temperatura de 37 ° C
18. Máquina universal de pruebas mecánicas Instron



Fig. 1. Resina acrílica autopolimerizable Veracryl (zeyco) ® Dientes de bovino
Pieza de alta velocidad, Fresa de bola de carburo, Loseta de vidrio Aros de
aluminio de 1 pulgada. Hojas de carburo de silicio de grano 100 y 180

8.3.2. Material

1. Adhesivo single bond (3M ESPE USA) ®
2. Acido grabador Ultradent ,ácido fosfóricoal 35 %®
3. Resina acrílica autopolimerizable Veracryl (zeyco) ®
4. Vaselina
5. Resina Z-250 3M ESPE (USA)®



Fig. 2. Muestras embebidas en resina acrílica. Moldes de silicón con una perforación de 4 mm. de diámetro al centro, Pinzas metálicas sujetadoras. Resina Z-250 3M ESPE USA. Adhesivo single bond 3M ESPE USA. Acido grabador Ultradent Cronómetro digital Loseta de vidrio Microbrush Lámpara de Resinas 3M ESPE Elipar Free Light I de 400 mw. USA Lámpara de Resinas 3M ESPE Elipar Free Light II de 1100 mw. USA

9. METODOLOGÍA

9.1. Población muestra

Se elaboraron 30 muestras de un diámetro de 1 pulgada, con los dientes de bovino embebidos en resina acrílica autopolimerizable.

9.2. Criterios de inclusión

Dientes de bovino del sector anterior.

Dientes de bovino de reciente extracción (no más de 1 semana), sin defectos aparentes, limpios de tejidos blandos y sangre.

9.3. Criterios de exclusión

Todos aquellos que no reúnan los criterios de inclusión.

9.4. Variables de estudio

9.4.1. Independiente

- Temperatura a la que se conservaron las muestras
- Espesor de las muestras
- Tiempo de almacenamiento de las muestras
- Tiempo de secado de las muestras
- Tiempo de grabado
- Tiempo en el que se aplicó el adhesivo
- Tiempo de fotopolimerización
- Dirección del rayo de la lámpara

9.4.2. Dependiente

- Composición del ácido grabador
- Composición del adhesivo
- Composición de la resina
- Intensidad del rayo de las lámparas de fotopolimerización

9.5. Metodología

Para evaluar la fuerza de unión a dentina del adhesivo single bond (ESPE USA) se utilizaron 30 dientes anteriores de bovino de reciente extracción (no mas de 1 semana), sin defectos aparentes, limpios de tejidos blandos y sangre , se conservaron en agua a temperatura a 5° C en un recipiente cerrado dentro del refrigerador

Los dientes de bovino para conseguir una longitud menor a una pulgada, se cortaron en el área del ápice, fueron recortados con una pieza de alta velocidad y una fresa de bola de carburo, posteriormente los especimenes fueron embebidos en resina acrílica autopolimerizable Veracryl (ZEYCO) dentro de un anillo de aluminio con un diámetro interno de 1 pulgada.

Para exponer la dentina, a los especimenes se les eliminó el esmalte por devastación del mismo, en un pulidor metalográfico con agua y carburo de silicio de grano de 100 y 180 (Fig. 3)



Fig.3 de izquierda a derecha, Dientes de bovino colocados en aros de aluminio y embebidos con resina acrílica. Pulidor metalográfico. Especimen con dentina expuesta

Los dientes montados se dividieron al azar en dos grupos de 15 unidades cada uno

Grupo I

Se aplicó a la dentina ácido grabador (ácido fosfórico al 35 %, Ultradent) por 15 segundos con la jeringa triple se enjuago con agua , con una torunda de algodón , se retiró el exceso de humedad. (fig.4)



Fig. 4 de izquierda a derecha. Colocación de ácido grabador. Lavado con agua libre de aceite. Retirando exceso de humedad

Aplicamos el adhesivo con un microbrush , frotando la superficie por 5 segundos , se aplicó aire libre de agua y de aceite, durante 2 segundos , se colocó nuevamente el adhesivo , frotando la superficie , se aplicó aire libre de agua y de aceite, durante 2 segundos. (Fig. 5)



Fig. 5 de izquierda a derecha, colocando el adhesivo, frotando la superficie, aplicando aire libre de agua y aceite.

El adhesivo se fotopolimerizó con una lámpara Elipar Free Light, de una potencia de 400 mw/cm^2 , considerada de baja potencia, durante 15 segundos. ^(fig.6)



Fig. 6 fotopolimerización del adhesivo

Sobre la dentina se colocó un molde de silicón con una perforación circular al centro de 4mm de diámetro, fué sujetado contra el diente montado, de una sola intención se llenó el molde con resina fotocurable (Z250 3M ESPE USA) ^(Fig. 7)



Fig.7 molde de teflón con perforación al centro sujetado. Colocación de resina en la perforación..

La resina fotocurable (Z250 3M ESPE USA) se fotopolimerizó con una lámpara Elipar Free Light, de una potencia de 400 mw/cm^2 , considerada de baja potencia, durante 20 segundos. (fig.8)



Fig. 8 fotopolimerización de la resina

Grupo II

En este grupo se repitió el proceso aplicado al grupo I, pero la fotopolimerización se realizó con una lámpara Elipar Free Light II, con una potencia de 1100 mw/cm^2 , considerada de alta potencia. (fig. 8.1)



Fig. 8.1 fotopolimerización de la resina con la lámpara LED II

En los dos grupos los moldes se retiraron de los dientes montados. (Fig. 9)



Figura 9 moldes retirados de los dientes montados

Los especímenes se guardaron durante 24 hrs. en agua a 37 °C, en un recipiente cerrado antes de ser sometidos a las pruebas.

La resistencia adhesiva tangencial fué medida en una máquina de pruebas universal de pruebas mecánicas Instron, a una velocidad de 1mm/min. (Fig. 10)



Figura 10 maquina de pruebas universal Instron

Los valores que se obtuvieron se vaciaron en una hoja de calculo del programa Exel, los datos se informaron en Mpa.

Los resultados fueron analizados con el análisis estadístico de T Student.

10. PLAN DE ANÁLISIS

Este estudio fue realizado con el análisis estadístico T de student

t-prueba				Jueves, 22 de marzo del 2007, 12:06:18,			
Fuente de los datos: Datos 1 en Cuaderno							
Prueba de normalidad:		Pasado		(P = 0.434)			
Prueba Variante igual:		Pasado		(P = 0.967)			
Grupo	N	faltando					
400 mW	15	0					
1100 mW	14	0					
Grupo	Media	Desv. Est.	Coeficiente de variación				
400 mW	12.820	7.016	0.5472				
1100 mW	16.795	7.307	0.435				
Diferencia	-3.975						
t = -1.495 con 27 grados de libertad. (P = 0.147)							
95 % de intervalo de confianza para la diferencia de medias: -9.433 to 1.482							
La diferencia entre los valores medios de los dos grupos no es lo suficientemente grande, como para negar la posibilidad de que la diferencia es debido a la variabilidad del muestreo al azar.. No hay una diferencia estadística significativa entre los 2 grupos de la entrada (P = 0.147).							
Energía de la prueba realizada con alfa = 0.050: 0.177							
El poder de la prueba realizada (0.177) está debajo del poder deseado de 0.800.							
Usted debe interpretar los hallazgos negativos cautamente							

11. RESULTADOS

Tension a la maxima carga Mpa		Tension a la maxima carga Mpa	
LED baja potencia 400mW/cm ²		LED alta potencia 1100mW/cm ²	
Muestra 1	9.741	Muestra 1	7.284
Muestra 2	2.644	Muestra 2	3.88
Muestra 3	502	Muestra 3	3.295
Muestra 4	4.913	Muestra 4	7.204
Muestra 5	2.748	Muestra 5	11.199
Muestra 6	26.762	Muestra 6	dato anulado
Muestra 7	9.463	Muestra 7	19.681
Muestra 8	14.297	Muestra 8	14.219
Muestra 9	7.453	Muestra 9	23.852
Muestra 10	17.336	Muestra 10	14.432
Muestra 11	11.607	Muestra 11	27.899
Muestra 12	19.266	Muestra 12	13.529
Muestra 13	5.63	Muestra 13	21.269
Muestra 14	23.459	Muestra 14	11.67
Muestra 15	18.482	Muestra 15	15.724
Promedio	12.8202	Promedio	16.7955
Desviación estándar	7.016	Desviación estándar	7.307
Coeficiente de Variación.	54.72	Coeficiente de variación	15.078

Este análisis se realizó con el 95% de confianza.

Los resultados fueron analizados con el análisis estadístico T de Student, como la grafica (Fig. 11) lo indica el grupo 1 tuvo una media de 12.820 y desviación estándar de 7.016 no existiendo diferencias estadísticas significativas comparativamente al grupo II que tuvo una media de 16.795 y una desviación estándar de 7.307 a una $P= 0.147$.

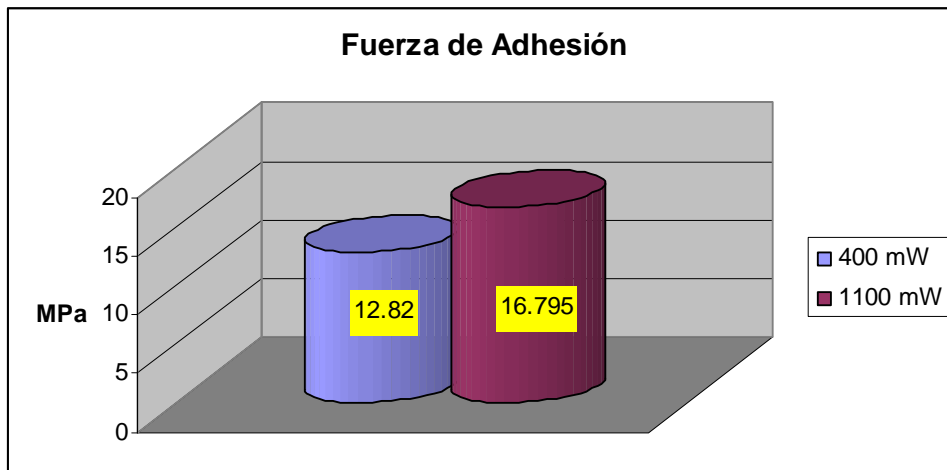


Fig. 11 gráfica de fuerza de adhesión

12. DISCUSIÓN

En este estudio se determinó que al fotopolimerizar siguiendo las indicaciones del fabricante, el adhesivo nos dió una fuerza de adhesión similar, utilizando una lámpara de fotopolimerización de 400 y una de 1100 mw/cm².

En realidad no hubo una gran discrepancia al fotopolimerizar con una lámpara Elipar Free Light de 400mw/cm² de potencia y una lámpara Elipar Free Light II de 1100mw/cm², y aunque no es estadísticamente significativa, se encontró que si se fotopolimeriza con una lámpara de alta potencia obtenemos mejores resultados en cuanto a la fuerza de adhesión.

Todas las pruebas realizadas en este estudio se hicieron bajo condiciones ideales y controladas manejando las muestras con el mismo cuidado e indicaciones.

En la práctica clínica es difícil conseguir situaciones “ideales” o controladas, para obtener valores semejantes en la practica clínica a los obtenidos en este estudio, se deben tomar en cuenta; aislamiento absoluto, desinfección de cavidades, el spray de la unidad debe esta libre de impurezas, etcétera, teniendo especial atención en estos puntos se logrará conseguir una excelente adhesión.

13. CONCLUSIONES

De acuerdo a los resultados obtenidos se concluye:

Que la diferencia entre polimerizar con una lámpara de 400mw/cm^2 y una lámpara de 1100mw/cm^2 de potencia fue estadísticamente mínima por lo tanto no fue significativa.

Por lo que cualquier lámpara de fotopolimerización de más de 400mw/cm^2 ofrecerá los requerimientos de adhesión necesarios para el profesional.

14. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Roulet J.-F.: Buonocore memorial lecture – Adhesive dentistry in the 21st century. *Oper Dent* 25: 355-366.
2. Van Meerbeek B. Adhesives and Cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent. Suppl.* 6,2001, 119-44.
3. Carrillo C. Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales MSD* *Revista ADM* 2006;LXIII(2):45-51
4. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Boyer DB. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent.* 2000;12:23-32.
5. Emami N, Söderholm K-JM, Berglund LA. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *J Dent.* 2003;31:189-96.
6. Emami N, Söderholm K-JM. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2003;111:536-42.
7. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing Lights. *J Esthet Restor Dent.* 2002;14:286-95.

8. Nishiyama N, Suzuki K, Nagatsuka A, Yokota I, Nemoto K.
Dissociation states of collagen functional groups and their effects
on the priming efficacy of HEMA bonded to collagen. J Dent Res.
2003 Apr;82(4):257-61.
9. Staudt, I. Krejci, A. Mavropoulos. Bracket bond strength
dependence on light power density. Journal of Dentistry, 2006.
34;7:498-502
10. Besnault C, Pradelle-Plasse N, Picard B, Colon P. Effect of a LED
versus halogen light cure polymerization on the curing
characteristics of three composite resins. Am J Dent. 2003;16:323
11. Anusavice KJ Phillips Science of Dental Materials 10^a.ed. Cd.
México: Editorial Mc Graw Hill Interamericana 1998 Pp. 746-793.
12. Nishitani, M. Yoshiyama, A.M. Donnelly, K.A. Agee, J. Sword, F.R.
Tay, and D.H. Pashley. Effects of resin hydrophilicity on dentin
bond strength. J. Dent. Res. 2006; 85(11): 1016 - 1021.
13. Rovira M. Lámparas de fotopolimerización: Estado actual. Rev
Oper Dent Endod 2006;5:29
14. Macchi R.L. Materiales Dentales. 3^a ed. Argentina: Editorial Médica
Panamericana, 2000. Pp. 373.-395