



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE POLIMERIZACIÓN DE RESINAS COMPUESTAS
FLUIDAS POLIMERIZADAS POR LUZ L.E.D VERSUS LUZ HALÓGENA USADAS PARA
LA CEMENTACIÓN DE BRACKETS EN EL TRATAMIENTO DE ORTODONCIA

Trabajo de Titulación presentado en conformidad con los requisitos establecidos
para optar por el título de Odontóloga

Profesor Guía

Dr. Christiam Sandro Barzallo Viteri

Autora

Susana Carolina Vaca Muñoz

Año
2017

DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA

“Declaro haber dirigido este trabajo a través de reuniones periódicas con el estudiante, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación”.

Dr. Christiam Sandro Barzallo Viteri
Máster en Ortodoncia y Ortopedia Maxilofacial.
C.I.: 1710052554

DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR

“Declaro haber revisado este trabajo, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación”.

Dr. Johnny Patricio Bedoya Cabezas
Especialista en Ortodoncia y Ortopedia.
C.I.: 1707778708

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

“Declaro que este trabajo es original y de mi autoría, que se han citado fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos del autor vigente”.

Susana Carolina Vaca Muñoz

C.I.: 1717766636

AGRADECIMIENTOS

Primero quiero agradecer a Dios por guiar siempre mi camino y darme la fe y la fuerza para cumplir mis metas. A mi hija que ha sido mi inspiración y mi motivación para seguir adelante. A mis padres por estar conmigo en cada paso que he dado y por haberme brindado su apoyo incondicional durante toda mi vida. A mis hermanos, a mi tía y a mis abuelitos que siempre han estado a mi lado. Al Dr. Christiam Barzallo porque su ayuda ha sido fundamental y por compartir conmigo sus valiosos conocimientos para poder realizar esta investigación.

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo a mi hija Sophie que desde que nació me hizo querer con más ganas conseguir esta meta; a mis padres Eduardo y Susana porque con su ejemplo me convertí en la persona que ahora soy y por todo el sacrificio que han hecho a lo largo de mi vida para verme feliz; a mis hermanos Gabriela, David, Daniel y Daniela que junto con mi tía Mary y mis abuelitos han sido un pilar fundamental en mi vida animándome para conseguir este sueño que ahora es de todos nosotros. Los amo y gracias por estar siempre a mi lado.

Carolina

RESUMEN

Objetivo: Comparar in vitro la polimerización de resinas compuestas fluidas polimerizadas por luz L.E.D versus luz halógena usadas para la cementación de brackets en el tratamiento de ortodoncia. **Método:** En este estudio experimental in vitro, se analizaron 40 premolares humanos extraídos y divididos en 4 grupos. El primero evaluó la fuerza de cizallamiento de hipoclorito de sodio al 2,5% que se fotocuró con una luz LED; el segundo con hipoclorito de sodio al 2,5% el que se fotocuró con una luz halógena; el tercero con alcohol a 72° el que se fotocuró con una luz LED; el cuarto con alcohol a 72° en el mismo en el que se fotocuró con una luz halógena. Posterior a esto se sometió a todas estas muestras a un análisis en el estereomicroscopio para ver qué tipo de material y fuente de luz ocasiona mayor daño al esmalte, por medio de las escalas ARI y ESI, para valorar la resina remanente y la topografía final del esmalte respectivamente. **Resultados:** Con cualquier fuente de luz que utilizemos para polimerizar, los acondicionados con el hipoclorito de sodio al 2,5% demostró ser más resistente a la fuerza de cizallamiento que los de alcohol a 72°; pero microscópicamente los acondicionados con hipoclorito de sodio al 2,5% demostraron hacer más daño a la superficie adamantina del esmalte que los del alcohol; además que la luz halógena demostró ser más resistente a la fuerza de cizallamiento sin importar el tipo de acondicionamiento usado. **Conclusiones:** A pesar de que la luz halógena demostró más resistencia, es recomendable utilizar la lámpara LED por el tiempo de trabajo que podemos ahorrar. Es recomendable usar el alcohol a 72° para acondicionar al diente antes de la cementación del bracket ya que a pesar de que el hipoclorito de sodio al 2,5% nos muestra más fuerte al cizallamiento, el microscopio nos indica que ocasiona mucho daño a la superficie adamantina.

Palabras clave: luz, led, halógena, cizallamiento, estereomicroscopio, hipoclorito, alcohol.

ABSTRACT

Objective: To compare in vitro the polymerization of light polymerized light resins L.E.D versus halogen light used for the cementation of brackets in orthodontic treatment. **Method:** In the present in vitro experimental study, 40 human premolars extracted and divided into 4 groups were analyzed. The first evaluated the shear force of 2.5% sodium hypochlorite that was photocured with an LED light; The second with 2.5% sodium hypochlorite, which was photocured with a halogen light; The third with alcohol at 72 ° which was photocured with an LED light; The fourth with alcohol at 72 ° in it where it was photocured with a halogen light. After the shear test, all these samples were subjected to an analysis in the stereomicroscope to see what type of material and light source caused the most damage to the enamel surface, through the ARI and ESI scales, to assess the amount of remaining resin and to evaluate the final topography of the enamel respectively. **Results:** Whatever light source we use to polymerize, those conditioned with 2.5% sodium hypochlorite proved to be more resistant to shear force than those of alcohol at 72 °; But microscopically those conditioned with 2.5% sodium hypochlorite proved to do more damage to the adamantine surface of the enamel than those of alcohol; In addition that the halogen light proved to be more resistant to the shear force no matter the type of conditioning that has used. **Conclusions:** Although halogen light showed more resistance to the shear test than LED light, it is advisable to use the LED lamp for the working time we can save. It is advisable to use the alcohol at 72 ° to condition the tooth before cementation of the bracket since even though 2.5% sodium hypochlorite shows stronger shear, the microscope indicates that it causes a lot of damage to the tooth. Adamantine surface.

Keywords: light, led, halogen, shear, stereomicroscope, hypochlorite, alcohol

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.2 JUSTIFICACIÓN.....	4
2.MARCO TEÓRICO.....	11
2.10.ESMALTE.....	23
3. OBJETIVOS.....	42
3.1. OBJETIVO GENERAL:.....	42
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	42
4. HIPÓTESIS.....	43
5. MATERIALES.....	44
5.1. TIPO Y DISEÑO DE INVESTIGACIÓN.....	44
5.2. UNIVERSO Y MUESTRA.....	44
5.3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	44
5.4. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	44
5.5. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES.....	45
Operacionalización de variables.....	45
Promedio de la carga de cizallamiento.....	65
Promedio de la carga de cizallamiento.....	67
Promedio de la carga de cizallamiento.....	68
Promedio de la carga de cizallamiento.....	70
6. RESULTADOS.....	74
6.2. PRUEBA DE KRUSKAL-WALLIS.....	71
Décima:.....	71
6.2.1. Análisis de Varianza (ANOVA).....	73
Décima:	73
6.3.1. ALCOHOL-LED.....	75
Análisis para ESI inicial Grupo A.....	76
Tabla 16.....	77
Análisis para ESI final Grupo A.....	77

6.3.2. HIPOCLORITO-LED.....	78
Tabla 18.....	78
Análisis para ESI inicial Grupo B.....	78
Tabla 19.	79
Análisis para ESI final Grupo B.....	79
6.3.3. ALCOHOL-HALÓGENA.....	80
Tabla 21.....	81
Análisis para ESI inicial Grupo C.....	81
Tabla 22.....	82
Análisis para ESI final Grupo C.....	82
6.3.4. HIPOCORITO-HALOGENA.....	83
Tabla 23.....	83
Análisis para ESI inicial Grupo D.....	83
Tabla 24.....	84
Análisis para ESI final Grupo D.....	84
6.3.5. PRUEBA DE CHI-CUADRADO DE LA TOPOGRAFÍA INICIAL DE LOS GRUPOS A Y B (ESI INICIAL).....	85
6.3.6. PRUEBA DE CHI-CUADRADO DE LA TOPOGRAFÍA INICIAL DE LOS GRUPOS A Y C (ESI INICIAL).....	86
6.3.7. PRUEBA DE CHI-CUADRADO DE LA TOPOGRAFÍA INICIAL DE LOS GRUPOS A Y D (ESI INICIAL).....	87
6.3.8. PRUEBA DE CHI-CUADRADO DE LA TOPOGRAFÍA INICIAL DE LOS GRUPOS B Y C (ESI INICIAL).....	87
6.3.9. PRUEBA DE CHI-CUADRADO DE LA TOPOGRAFÍA INICIAL DE LOS GRUPOS B Y D (ESI INICIAL).....	88
6.3.10. PRUEBA DE CHI-CUADRADO DE LA TOPOGRAFÍA INICIAL DE LOS GRUPOS C Y D (ESI INICIAL).....	89
6.4. ANÁLISIS DE LA RELACIÓN ENTRE ESI INICIAL Y ESI FINAL.....	89
Tabla 30.....	89
Grupo A.....	89
Tabla 31.....	90
Grupo B.....	90

Grupo C.....	92
Grupo D.....	93
DISCUSIÓN.....	99
CONCLUSIONES.....	102
REFERENCIAS.....	105
REFERENCIAS.....	103
ANEXOS.....	112

CAPITULO I

1. INTRODUCCIÓN

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La estética hoy en día es algo sumamente importante y la estética dental mucho más en la apariencia física de las personas; por esta razón mucha gente acude a un tratamiento de ortodoncia. La ortodoncia es la mejor opción ya que incluye un trabajo estético, funcional y más conservador. Podemos encontrar una gran variedad de brackets, adhesivos y luces de todo tipo; en lo que se refiere a las luces para polimerizar hoy en día en el mercado hay desde las clásicas luces halógenas hasta las más modernas que son las luces LED, las cuáles son esenciales para poder cementar los brackets a la cavidad bucal.

Por ejemplo, la Asociación Americana de Ortodoncistas define a la ortodoncia como “el área específica de la profesión odontológica que tiene como responsabilidad el estudio y la supervisión del crecimiento y desarrollo de la dentición y sus estructuras anatómicas. Las relaciona desde el nacimiento a la madurez dentaria; e incluye todos los procedimientos preventivos y correctivos de las irregularidades dentales que requieren la reposición dentaria por medios funcionales y mecánicos para el establecimiento de una oclusión normal y de contornos faciales agradables” (Singh, 2009)

Por lo tanto, con esto podemos afirmar que la rama de la ortodoncia no solo busca la estética, sino que también conservar la salud de los dientes y el hueso alveolar, y de esta manera poder solucionar problemas de las articulaciones temporomandibulares.

Como se mencionó en el párrafo anterior la ortodoncia además de mantener la función; comprende lo estético, debido a que intenta mejorar la belleza, la armonía y la apariencia agradable a la vista, de los dientes y la cara (Uribe Restrepo, 2010), en otras palabras, la ortodoncia se encarga de mover los dientes fisiológicamente, lo cual es favorable para la salud del paciente.

Sin duda alguna, los brackets son los elementos más usados en la ortodoncia para generar movimiento y alineación dental. “Desde hace más de 35 años, los

brackets se unen directamente al esmalte en lugar de ser soldados a bandas; y para ello, el procedimiento básico fue propuesto en 1955 por Buonocore. Esta técnica consistía en atacar la superficie del esmalte con un ácido para provocar microporosidades que permitan la retención mecánica del medio de fijación” (López Fernández, Palma Calero, & Guerrero Ibarra, 2004).

Después de realizar el grabado del esmalte, los fabricantes recomiendan colocar un primer, el cual es un producto químico que actúa como promotor adhesivo, permitiendo la adhesión en la interface esmalte/resina (Ascención V., Bravo, Romero, Ortiz, & Canteras, 2005).

Existen tres factores que afectan la adhesión entre el bracket y la superficie del esmalte; estos son: el mecanismo de retención de la base del bracket, el material adhesivo y la preparación de la superficie dental (Ascención V., Bravo, Romero, Ortiz, & Canteras, 2004).

De esta manera, se puede decir que el ortodoncista debe ofrecer al paciente un excelente tipo de bracket, un reconocido material adhesivo y dominar la técnica de adhesión, cementación y polimerización. Al realizar un buen manejo clínico de los materiales, se consigue el objetivo deseado por parte de los sistemas adhesivos ortodóncicos. Este objetivo consiste en proporcionar la suficiente adhesión para resistir a las fuerzas de masticación y al estrés generado por los arcos dentales; permitiendo el control del movimiento dental en los tres planos del espacio (Ascención V. , Bravo, Romero, Ortiz, & Canteras, 2005).

El uso de compuestos de curado de luz para la adhesión de soportes ortodóncicos a la superficie del esmalte ha sido común en las últimas décadas. En estos casos se han utilizado sistemas ordinarios de curado de luz halógena. (Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Klersy, 2004)

Las unidades de curado de luz visible son parte de la moderna odontología adhesiva. En ortodoncia, Las unidades de curado de luz visible se utilizan principalmente para unir brackets a los dientes.

Actualmente, la mayoría de las fuentes de luz azul visible aplicada en odontología utiliza tungsteno en las lámparas halógenas de filamento que

incorporan un filtro azul para producir luz de 400-500 nm. Los principales problemas encontrados con las unidades halógenas son: la degradación de la lámpara, el filtro, y el reflector, lo que conduce a un curado reducido en eficacia (Klocke, A. Korbmacher, HM. Huck, LG. Kahl-Nieke B, 2007). Por lo tanto, las unidades halógenas convencionales tienen una vida útil limitada de 100 horas. Los filtros pueden sufrir ampollas y los reflectores se descolorean.

El tiempo de curado prolongado cuando se usa halógeno es incómodo para el paciente, poco práctico con niños, e inconveniente para el clínico. Se han realizado diversos intentos para reducir el tiempo del proceso de fotopolimerización. La fuente de luz más utilizada en Odontología es la máquina de halógeno de cuarzo-tungsteno (QTH). Desde 1970, las curaciones de luz halógena fueron las herramientas seleccionadas para curar con luz visible. Este aparato tiene varias limitaciones (Oesterle, LJ., Newman, SM., Shellhart, WC., 2001).

Sólo el 1% de la entrada de energía total se convierte en luz, con la energía restante generada como calor. Otras de las desventajas incluyen la vida corta de las bombillas halógenas y el ventilador de refrigeración ruidoso.

Las unidades de luz halógena emiten luz en todo el espectro visible que luego es filtrada para entregar finalmente un rango de longitudes de onda entre los 400 a 500nm. Por otra parte, las unidades LED emiten luz, con una máxima intensidad cercana al pico de activación de la canforquinona (468 nm), el iniciador más utilizado en las resinas compuestas foto polimerizables. Todos estos avances en materiales ortodóncicos y todo lo mencionado anteriormente, fue lo que me motivó a realizar esta investigación. La misma que consistirá en realizar un estudio in-Vitro. Al ser la unidad de foto curado uno de los factores que inciden en la polimerización de las resinas, este estudio in vitro busca determinar las diferencias en la polimerización de resina entre ambas fuentes lumínicas. Es por esto, que los ortodoncistas de este país deben mantenerse actualizados en las nuevas técnicas y en la variedad de productos; y además, los depósitos dentales deben tener la opción de importarlos y promocionarlos.

1.2 JUSTIFICACIÓN

Debido a la gran demanda de las personas interesados en verse bien, en lucir una sonrisa más estética para lo cual o en día existen varios métodos, entre ellos la ortodoncia para lo cual deseo realizar un estudio que me permita verificar que tipo de fuente de luz tiene mayor resistencia ya que existen las lámparas de luz halógena y las lámparas de luz LED que son más modernas y nos ahorran tiempo.

A su vez deseo identificar cuál de los dos tipos de luces tiene mayor y mejor resistencia, este estudio va a ir acompañado de dos tipos de acondicionamiento previo a la cementación de los brackets, ya que una parte de la muestra será acondicionado con hipoclorito y la otra parte de la muestra con alcohol, posterior a esto se hará la prueba de cizallamiento y una vez despegados los brackets poder observar en el microscopio el daño que se ha provocado en el esmalte con los diferentes métodos que se pondrán a prueba en esta investigación. Es importante mencionar que la fuerza promedio de masticación en un hombre joven adulto y sano es de 727 N. (Alfaro, P. 2011)

Para adquirir de esta manera nuevos conocimientos y saber qué tipo de luz podemos elegir al momento de la consulta de esta manera con el conocimiento adquirido poder identificar qué luz y qué tipo de acondicionamiento es mejor al momento de polimerizar los brackets en boca.

Está previsto realizar este estudio en un periodo de 3 meses de manera in vitro, experimental y comparativo en 40 piezas dentales extraídas en un corto periodo de tiempo las mismas que no se encuentren cariadas, fracturadas, que no hayan recibido blanqueamiento o que no se les hayan pegado brackets anteriormente, en los cuales se fotopolimerizará la mitad de brackets con luz halógena y en la otra mitad de brackets con luz LED utilizando una máquina de medición de fuerzas universales de esta manera sabremos qué tipo de luz permite al bracket ser más resistente.

CAPITULO II

2. MARCO TEÓRICO

El movimiento dental ortodóncico se logra mediante la aplicación prolongada la presión a un diente que resulta en una respuesta biológica de la remodelación ósea y el diente en movimiento (Proffit, 2012). Esta aplicación de la fuerza se produce debido a la participación de un arco de alambre de ortodoncia en un soporte que resulta en un alambre elásticamente deformado que transfiere su energía al diente durante la desactivación.

Este conector que inicialmente en la ortodoncia fue de alambre y que, hoy en día debido a múltiples estudios e investigaciones que acompañados con la tecnología a la que podemos hoy acceder, es de otros materiales y se les dio el nombre de brackets. Éste a su vez, es: “un dispositivo que se proyecta horizontalmente para soportar los auxiliares y están abiertos en un lado, generalmente vertical u horizontal” (Singh, 2009), esto con la finalidad de ubicar las piezas dentarias en posición adecuada para permitir una mejor funcionalidad y estética.

Para la foto-polimerización de las resinas compuestas contamos en la actualidad con diversas fuentes de luz. Siendo las más populares la luz halógena y la luz L.E.D. Al ser la unidad de foto curado uno de los factores que inciden en la profundidad de polimerización de las resinas compuestas, este estudio in vitro busca determinar las diferencias en la polimerización de resina compuesta entre ambas fuentes lumínicas. (Rovira, M. 2006)

2.1. HISTORIA DEL BRACKET

El tratamiento ortodóncico se basa en la aplicación de las fuerzas adecuadas para mover los dientes a través del hueso alveolar sin causar daño permanente a los dientes o su fijación al hueso. Durante el proceso de tratamiento ortodóncico pueden ocurrir varios tipos de movimientos dentales, que incluyen:

inclinación, rotación, movimientos corporales, y movimientos verticales. Los aparatos ortodóncicos suministran fuerza controlada para poder así mover el diente deseado y se dividen en dos grandes categorías: extraíbles y fijas.

Los aparatos fijos actúan a través de accesorios montados directamente en los dientes. Las ventajas de los aparatos fijos sobre desmontables son: los aparatos no se desprenden en la boca y por lo tanto reducen el tiempo de tratamiento; se requiere menos habilidad del paciente para manejar el aparato; más movimientos dentales son posibles (Foster 1990).

El éxito de un aparato dental fijo depende de los accesorios: bandas y los soportes los cuales están sujetos firmemente a los dientes para que no se suelten durante el tratamiento ortodóncico (Millett et al., 2007). El movimiento del diente se logra cuando los alambres aplican fuerza a un diente mediante fijaciones fijas: bandas o soportes. Hasta la década de 1980, la única forma práctica de colocar un accesorio fijo a un diente era adherirlo a una banda que pudiera cementarse a un diente.

En la década de 1980, se desarrolló una fijación fija que podría unirse a un diente utilizando los sistemas de grabado ácido y adhesivo, se desarrolló y eliminó las bandas o el anillado al diente como una entidad de unión única. La unión del soporte se basa en el bloqueo mecánico de un adhesivo a irregularidades en la superficie del esmalte del diente ya las cerraduras mecánicas formadas en la base del soporte ortodóncico. (Proffit y Sarver 2007)

2.2. ADHESIVOS DEL BRACKET

El éxito de un aparato ortodóncico fijo depende de las uniones que tengan fuerzas de adhesión adecuadas y una tasa de fracaso baja. Los accesorios ortodóncicos se someten a un gran número de fuerzas en la boca, dando lugar a una distribución compleja de tensiones dentro del adhesivo y en sus uniones con el esmalte y la base del soporte (Sunna y Rock, 1998).

Los fallos de enlace entre el soporte y el diente durante el tratamiento ralentizan el progreso del tratamiento, y también podría ser costoso en términos de tiempo clínico, materiales y pérdida de tiempo para el paciente. Idealmente, el adhesivo debe ser: lo suficientemente fuerte para que los soportes queden adheridos a los dientes durante la duración del tratamiento; el vínculo entre el diente y el aparato no debe ser demasiado fuerte, por lo que al retirar el aparato la superficie del diente se dañaría; clínicamente fácil de usar para el operador; proteger contra las caries dentales; y debe estar disponible a un costo razonable (Millett et al., 2007).

Ha habido dos tipos principales de adhesivos ortodóncicos: resinas acrílicas y dyacrylate. Dado que las resinas de dyacrylate ofrecen mayor resistencia de unión, se hicieron más populares que los adhesivos acrílicos (Read 1984).

Las resinas de dyacrylate más utilizadas se basan en el monómero Bis-GMA (Read 1984, Wilson 1988).

Las partes esenciales del monómero Bis-GMA son los dobles enlaces $C = C$ en el extremo terminal de cada cadena monomérica (Wilson 1988).

Estos grupos "vinilo" están implicados además en la polimerización del monómero en cadenas poliméricas, así como su recirculación, lo que mejora la rigidez de la molécula polimérica final. El monómero Bis-GMA es un líquido viscoso y para hacerlo más utilizable en odontología, se formuló un monómero más fluido, trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) en resina compuesta (Garg y Garg 2010).

Una relación típica es de aproximadamente 70-75% de Bis-GMA a 25-30% de TEGDMA; Sin embargo, la proporción más alta de TEGDMA Aumenta las posibilidades de contracción de la polimerización (Watts 2001, Garg y Garg, 2010)

Se añaden cargas inorgánicas a la matriz de resina Bis-GMA / TEGDMA para producir un material compuesto, que exhibe propiedades físicas mejoradas (Robertson en 2006, Garg y Garg 2010) tales como mayor resistencia y módulo y también reduce la contracción por polimerización. Los rellenos utilizados son alguna forma de cuarzo de vidrio o molido, que son pretratados con un agente de acoplamiento de silano para producir un enlace entre el relleno hidrófilo inorgánico y la matriz de resina hidrófoba (Wilson, 1988; Garg y Garg, 2010). Los adhesivos compuestos de resina utilizados para la unión de brackets ortodónticos son una adaptación de compuestos (Watts 2001, Powers y Sakaguchi 2006).

Los adhesivos compuestos ortodónticos difieren de los compuestos a granel restauradores en la proporción aumentada de co-monomero en la formulación, lo que reduce la viscosidad de los compuestos adhesivos (Eliades y Eliades 2001).

La menor viscosidad de los adhesivos ortodónticos proporciona una difusión superior en las varillas de esmalte y da como resultado una adaptación interfacial mejorada entre el esmalte y la base del soporte (Eliades y Eliades 2001).

2.3. ADHESIVOS QUÍMICAMENTE CURADOS

Los adhesivos compuestos químicamente curados fueron los primeros sistemas desarrollados para la unión de brackets (Newman et al., 1968, Rachala y Yelampalli, 2010).

La polimerización de la resina auto-endurecida con el sistema de dos pastas comienza inmediatamente después de la mezcla; Por lo que el operador no puede manipular el tiempo de fraguado, lo que afecta a la exactitud de horquillado y al posicionamiento en la superficie del diente (Rachala y Yelampalli 2010).

Las burbujas de aire pueden ser incorporados en resinas, que se mezclan a mano y producen porosidad, inhiben la polimerización y, en última instancia, debilitan la resistencia de unión en el sistema de dos pastas (Wilson 1988, Mitchell 1994, Nomoto 1997, Eliades 2006).

Los sistemas de dos pastas también consumían mucho tiempo debido al tiempo de mezclado y porque a menudo se requerían varias mezclas para unir los soportes a los dientes en ambos Arcos (Sunna y Rock, 1999).

2.4. ADHESIVOS CURADOS POR LUZ

La introducción de la luz ultravioleta y más tarde los sistemas activados por la luz visible resolvieron muchas deficiencias de la unión compuesta químicamente curada. En ambos sistemas, la resina compuesta se polimerizó sólo cuando se aplicó la luz, por lo que el operador tenía un tiempo de trabajo prácticamente ilimitado y un "conjunto de órdenes" del material, y la capacidad de eliminar el exceso de adhesivo antes de que se estableciera (Read 1984; Eliades and Eliades 2001b Cunningham et al., 2002).

Los sistemas de luz ultravioleta consumían mucho tiempo (90 seg. Por soporte) y dado que la luz UV era mal transmitida por la estructura del diente, había que usar soportes perforados o de plástico (Read 1984; Rachala and Yelampalli 2010).

Además, existían problemas de seguridad con el uso a largo plazo de los sistemas UV; Por lo tanto, los sistemas UV fueron rápidamente reemplazados por sistemas de luz visible activada alrededor de 1980 (Sfondrini et al., 2001). Las resinas visibles curadas por luz son productos de pasta única (Garg y Garg 2010).

Los inconvenientes de los adhesivos compuestos fotopolimerizables incluyen: el tiempo necesario para curar el adhesivo bajo cada soporte, y una posibilidad

de polimerización incompleta de la resina bajo el soporte debido a una exposición insuficiente a la luz de curado (Smith y Shivapuja, 1993, Sunna y Rock, 1999, Rachala y Yelampalli, 2010).

2.5. FUENTES DE FOTOPOLIMERIZACIÓN

Debido a que la mayoría de los adhesivos de brackets ortodónticos se curan a la luz, el proceso de fotopolimerización es un factor importante. Las unidades de curado de luz disponibles para los odontólogos tienen diferentes intensidades de luz, fuentes de luz y niveles de energía que van de 300 a más de 2000 Mw / cm² (Santini 2010). La eficacia de una unidad de fotopolimerización depende de su capacidad para producir foto-radiación de longitud de onda e intensidad apropiadas para producir un número óptimo de radicales libres, lo que aumentará la probabilidad de lograr la mejor polimerización posible (Lynch 2008).

La intensidad de la radiación luminosa está relacionada con la potencia del dispositivo de polimerización, la superficie y el tiempo: la potencia, que se mide en vatios, se define como un trabajo que puede producirse durante un cierto tiempo; el área superficial, medida en cm, es el área sobre la cual se aplica la luz; y el tiempo, medido en segundos, durante el cual se opera la fuente de luz (Abate et al., 2001).

Las unidades de curado que están disponibles hoy en día incluyen: lámparas halógenas, diodos emisores de luz y unidades de arco de plasma.

El transcurrir de la foto-polimerización es de fundamental para el uso de gran parte del material que se emplea en la especialidad odontológica. En el caso presente, el principio lumínico juega un rol esencial para conseguir la polimerización total del material.

Está evidenciado técnicamente que las resinas al igual que los cementos dentales de fotocurado y activación dual utilizan en su mayoría a la CQ como

elemento fotoiniciador. Esto debido a que absorbe energía a un espectro de luz visible entre 400 y 500nm, con un pico ideal de 468nm. La condición es que la fuente de luz debe generar una longitud de onda afín con la de la CQ y con una fuerza adecuada con el propósito de polimerizar eficazmente el material.

Las variedades de fuentes lumínicas tienen una gama de opciones que considera el espectro de longitud de onda, así como la intensidad de luz emitida. Esto por supuesto influye claramente en las características mecánicas de las resinas y el efecto sobre la profundidad de la polimerización alcanzada.

La tecnología pone a disposición de los profesionales médicos odontólogos, equipos y procedimientos para medir la energía de la luz generada por los distintos sistemas, así como varios métodos, siendo el mayormente conocido el radiómetro de mano.

Los valores que se obtienen con la utilización de estos equipos, son diferentes dependiendo del modelo utilizado, pero resulta importante emplearlos porque permiten valorar el rendimiento de una misma unidad a lo largo de un determinado periodo temporal y también sirven para estudiar comparativamente, dos unidades considerando que los datos resultantes no precisamente serán los proporcionados por las casas que producen los equipos o que será iguales o aproximados con aquellas técnicas y procedimientos cuando se utilizan otros sistemas de comprobación cuantitativo.

Por otra parte, es de destacar que el mercado especializado ofrece una variada de opciones de estos dispositivos específicamente elaborados para los que utilizan la tecnología LED, así como los que emplean la luz halógena. Hay estudios rigurosamente realizados que determinan que las evaluaciones llevadas adelante con ambas categorías de dispositivos se armonizan entre sí, aunque que los datos logrados podrían ser relativamente diferentes.

2.6. LUZ HALÓGENA

El 24 de febrero de 1976 el Dr. Mohammed Bassoiony de la Escuela Dental Turner, Manchester colocó la primera resina dental polimerizada por luz visible en la boca de un colega.

Tradicionalmente, las lámparas de curado de cuarzo tungsteno (QTH) tradicionalmente han sido las fuentes de fotopolimerización más utilizadas por los odontólogos (Nomoto 1997, Rueggeberg 1999, Powers 2002, Nomoto et al., Yazici et al 2007, Garg y Garg 2010, Rachala y Yelampalli 2010).

Las unidades de curado QTH han sido muy populares porque tienen suficiente intensidad de luz, emiten un amplio espectro de luz utilizable y son relativamente baratas (Burgess et al., 2002).

En las unidades de curado de halógenos, la luz se produce cuando un filamento de tungsteno, que se aloja en una bombilla de cuarzo llena de gas halógeno, emite radiación electromagnética (Rueggeberg 1999, Robertson et al).

La corriente eléctrica fluye a través de un fino filamento de tungsteno, que actúa como una resistencia y genera calor. Para generar luz azul, los filamentos requieren ser calentados a altas temperaturas que emiten una longitud de onda de un amplio espectro. Por lo tanto, para producir un haz de luz de una banda de ondas específica en la región de 470 nm, se deben filtrar porciones no deseadas del espectro (Rueggeberg 1999, Althoff y Hartung 2000, Burgess y otros 2002, Oberholpez et al., 2005, Santini 2010 Sherwood, 2010).

La luz contiene el siguiente mecanismo de filtración: un filtro dicróico paraboloide (un "espejo frío"), que elimina la luz infrarroja; Un filtro de vidrio elimina la luz ultravioleta; Y un filtro azul estrecha los espectros de longitudes de onda de luz blanca visible a la región de longitud de onda azul de 470 nm. La luz pasa entonces a través del haz de fibra óptica y es emitida desde la unidad a través de una guía de luz para concentrar la luz y entregar la foto-irradiación al lugar deseado (Burgess et al., 2002; Robertson et al., 2006; Lynch 2008; Sherwood 2010).

Sin embargo, este sistema es ineficaz, ya que la mayor parte de la potencia radiativa de las unidades de luz halógena se pierde y es la principal desventaja de este tipo de fuente de luz (Lynch 2008; Santini 2010).

La potencia de salida de luz es inferior al 1% de la potencia eléctrica consumida (Althoff y Hartung 2000, Oyama et al., 2004, Rachala y Yelampalli 2010).

Debido a la generación de calor asociada, un QTH también requiere un sistema de enfriamiento, una corriente de aire generada por el ventilador que debe pasar a través de ranuras en el marco, lo que puede hacer problemática la desinfección de la unidad (Santini 2010).

Otra desventaja de las unidades de curado de luz halógena es que el bulbo, el reflector y el filtro pueden degradarse con el tiempo, lo que reduce los niveles de salida de luz y compromete el proceso de fotopolimerización (Sakaguchi et al., 1992, Burgess et al., 2002, Nomoto et al. 2004, Oberholpez et al., 2005, Yazici et al., 2007, Lynch 2008, Santini 2010).

Un bulbo típico tiene alrededor de 100 horas de vida (Oyama y otros, 2004, Oberholpez et al., Robertson et al.2006, Garg y Garg, 2010, Sherwood, 2010).

En la odontología restaurativa, para la mayoría de las resinas compuestas restauradoras, una unidad QTH con densidad de potencia en la región de 400 mW / cm requiere una exposición de 40 segundos para la polimerización adecuada de ese compuesto (Strydom 2002; Oberholpez et al., 2005).

Típicamente, la densidad de potencia de QTH oscila entre 400 y 800 mW / cm² (Powers 2002, Robertson et al., 2006).

El mejoramiento del proceso de iniciación empleando canforquinona y una amina alifática como co-iniciador fue decisivo para el suceso de este procedimiento que sigue siendo al que más se recurre hasta la actualidad. El equipo consistía en una fuente halógena de cuarzo-tungsteno, un vidrio transparente para la absorción de calor y un filtro lumínico que daba el paso de luz en alrededor de 400 y 550 nm.

Esto contribuyó significativamente a la polimerización con acrecentamientos de hasta 2mm en periodos de 40 a 60 segundos y la disminución significativa del riesgo de cataratas y modificaciones de la micro flora bucal. Pese a esta medida de prevención, las frecuencias de luz expuesta aún se mantenían en el nivel que podría ocasionar afectaciones negativas oculares directas como heridas y ampollas de retina por lo que le sugería a los consumidores utilizar filtros que protejan los ojos de la luz, colocándolos en el intermedio. Los denominados bloqueadores de azul contribuyen a visualizar el campo en circunstancias en que facilitan el paso de longitudes de onda mayores a la vez que impiden el paso de las ondas más cortas del espectro evitando el daño ocular.

La técnica halógena de cuarzo-tungsteno ha experimentado algunas modificaciones durante largos periodos de tiempo. La potencia fue acrecentada de 35 W hasta 100 W para unidades manuales y hasta 340 W para las unidades fijas o que se las instala en bases firmes. La intensidad de luz alcanzada se modificó de 400 a 500 mW/cm² a un extremo de 3000 mW/cm². Para esto, se comenzó a utilizar, de forma frecuente, un mecanismo para enfriar, que inicialmente consistió en un ventilador.

En el desarrollo histórico de lo que se conocía como lámparas halógenas de cuarzo tungsteno de alta intensidad fueron fabricadas y experimentadas luego con el propósito de que sean una opción frente a las lámparas de arco de plasma. Con el objetivo de equiparar la potencia lumínica de los equipos de plasma se desarrolló un modelo de elevada intensidad que fundamentalmente permitía el incremento del voltaje superando los valores de tolerancia recomendados por el fabricante. Los periodos de uso con este procedimiento no excedían los 10 segundos a efecto de preservar los equipos. Adicionalmente, fue elaborada una punta que no era otra cosa que un cable de fibra óptica firme que tenía un menor diámetro en su región distal en relación a la proximal de manera que igual cantidad de luz se veía reunida en una menor área permitiendo una intensidad hasta 1.6 veces adicional.

Este mecanismo a manera de punta, todavía es empleada en lámparas L.E.D. para contribuir a aumentar la cantidad de luz consecuente. Pese a esto, en los Estados Unidos de Norte América, persiste una predisposición a insistir en el uso de este tipo de luces incandescentes motivado en su ineficiencia energética. Las autoridades norteamericanas se han comprometido en sacar del mercado las ampollas de 100 W, así como con la eliminación de la ampolla de 40W en el menor tiempo posible.

La lámpara que es empleada en este trabajo académico, es una lámpara halógena convencional que genera luz de alta intensidad en el rango visible de 400-500nm con un máximo de 470nm, a una intensidad de 600mW/cm². Dispone de un foco de tungsteno halógeno de 75W, con una expectativa de utilidad promedio de 23 horas, que es reflejado y filtrado adecuadamente con la finalidad de disminuir la luz ultravioleta, infrarroja y la luz visible que no es requerida. Posee complementariamente con un dispositivo de enfriamiento, esto es, un ventilador.

2.7. LUZ L.E.D.

Un diodo emisor de luz (LED) utiliza tecnología de diodos, que incorpora chips que contienen "células dopadas" (Powers 2002; Rachala y Yelampalli 2010).

El movimiento de electrones dentro de estas células produce luz azul (Lynch 2008). La luz azul es generada no por un proceso térmico, sino por una relajación bien definida de electrones excitados (Althoff y Hartung 2000).

Las unidades de curado por LED generan luz azul de longitud de onda seleccionada entre 400 y 500 nm sin necesidad de filtros utilizando un sistema de material semiconductor (nitrogeno de galio) (Burgess et al., 2002, Oyama et al., 2004, Lohbauer et al., 2005; Oberholpez et al., 2005, Sherwood, 2010). La composición química del semiconductor se puede manipular para obtener un rango específico de longitud de onda con una distribución de espectro estrecha (Althoff y Hartung 2000, Mills et al., 2002, Yazici et al., 2007, Santini 2010).

Las unidades de curado de LED, comparadas con las unidades de curado de halógenos, tienen vidas mucho más largas y sufren poca degradación de la salida de luz. Además, los LEDs son mucho más eficientes en la conversión de la corriente eléctrica en un haz de luz y son muy resistentes a las vibraciones ya los choques en contraste con sus homólogos de halógenos (Mills et al., 1999, Oyama et al., 2004, Lynch 2008).

Las unidades de curado de LED disponibles para los dentistas son ligeras, portátiles, sin necesidad de un sistema de refrigeración (Burgess et al., 2002, Oyama y otros, Yazici y otros, Rachala y Yelampalli, 2010).

Los avances recientes en tecnología LED permitieron el desarrollo de unidades de alta potencia comparables a las fuentes de curado por arco de plasma (Oyama et al., 2004; Santini 2010). Los LEDs tienen una larga vida de aproximadamente 10.000 horas (Oyama et al., 2004, Rachala y Yelampalli 2010).

La principal desventaja de las lámparas de curado por LED es que sólo se pueden usar para resinas compuestas a base de canforoquinona, ya que estas unidades tienen un espectro de longitud de onda limitado (Rueggeberg 2002, Roberhol et al., 2006; Garg y Garg 2010).

Sin embargo, se ha especulado que las unidades de LED curarán compuestos de resina que contienen fotoiniciador de canforoquinona más eficientemente que las unidades QTH o PA, ya que el LED produce una salida espectral de pico muy próxima al espectro máximo de absorción de 468 nm de canforoquinona cuando las unidades QTH y PA Tienen emisiones iniciales de banda ancha que tienen que ser filtradas (Mills et al., 1999, Burgess et al., 2002, Rueggeberg 2002, Nomoto et al., 2004).

2.7.1. L.E.D. de primera generación

Las lámparas en su versión inicial fueron presentadas en el año 2000. Consistían en un modelo que poseía de una lámpara integrada por varias unidades particulares que operaban al mismo tiempo, cada chip proporcionaba de 30-60mW colocados de tal manera que integrados alcanzaban la potencia necesaria para movilizar la CQ. El mercado ofertaba modelos que iban de 7 a 64 unidades, sin embargo, así, la radiación generada no se comparaba a la de las lámparas halógenas debido a que la gran mayoría de la radiación producida por LED se mantenía en el nivel de longitud de onda para la activación de la CQ. Por otra parte, la fuente de energía utilizada eran las baterías Ni-Cad que poseían un muy bajo rendimiento, adicionalmente tenían lo que se conoce como efecto de memoria.

2.7.2. L.E.D. de segunda generación.

Debido a lo desarrollado en la versión inicial, fue factible incorporar varios diodos en un solo chip. Los creadores incorporaron de forma innovadora nuevos chips de 1W (140) nmW de salida en las luces de foto-curado. Estos fueron fabricados para generar una la longitud de onda particular para la CQ fueron bautizados como LEDs dentales azules.

Luego de forma casi inmediata, surgió un novedoso chip de 5W con 600mW de salida con lo cual se proporcionaba una luminiscencia 10-20 veces aumentada a los chips de la versión original. Pese a esto, las longitudes de onda irradiadas tanto por estas luces al igual que las de primera generación se mantenían al margen del rango para la activación de foto iniciadores alternativos.

Un importante incremento tecnológico también se operó en el diseño de las baterías, se empezaron a emplear las de níquel- hidruro metálico (Ni-MH). La limitación fundamental para esta versión consistía en el incremento de la potencia reunida en un espacio relativamente mínimo lo que producía una ampliación de temperatura en los chips. Esto fue solucionado con la utilización de un termostato agregado a la lámpara complementado con la agregación de

disipadores metálicos. Esta tecnología incorpora el sistema de enfriamiento con ventiladores.

2.7.3. LED de tercera generación.

La versión más moderna y novedosa, esto es, las lámparas de tercera generación intentaron poner fin a los problemas de las versiones iniciales y posteriores por medio de la activación de foto iniciadores alternativos. Con este propósito las primeras unidades constaban de un chip de 5W rodeado de 4 Leds violetas de baja potencia (alrededor de los 400 nm).

Estos dispositivos se alimentan normalmente por medio de baterías de NiMH o Li-ion y tienen la característica de movilizar todo tipo de resina debido a su importante nivel de longitud de onda.

Las lámparas de esta nueva generación tienen la forma de pistola muy parecidas a las de cuarzo-tungsteno con una punta turbo o bien un haz de fibra óptica, o bien de una manera análoga a un lápiz con el chip en su porción distal. En el presente, las unidades de foto polimerización mayormente conocidas son las de luz halógena y las unidades LED., que son de tecnología avanzada, a partir del desarrollo de LEDs de segunda generación pasaron a competir directamente con las lámparas halógenas convencionales que han perdido vigencia y hoy no logran competir debido a que tecnología las ha superado por procedimientos y equipos más eficaces.

Como se ha manifestado, el empleo adecuado de estos medios de foto curado únicamente es factible si se alcanza una intensidad suficiente de luz, en una longitud de onda apropiada a nivel del material utilizado como cemento por medio de las restauraciones a tratar. De esta forma la unidad de polimerización rol significativo en la cantidad de energía que actuará sobre el material de cementación. Debido a que la profundidad de cementación es un indicador apropiado para valorar el nivel de conversión de una resina compuesta, es importante definir y analizar comparativamente la profundidad de polimerización de una resina compuesta fluida que se logra por medio de cuerpos de resina indirecta de varios grosores por medio luz halógena convencional y unidades LED de la segunda versión.

2.8. PROCESO DE POLIMERIZACIÓN DE ADHESIVOS CURADOS POR LUZ

Los adhesivos curados por luz contienen un sistema iniciador de dos componentes: una cetona y una amina. La cetona, que es una molécula foto-absorbente, sirve como un activador para la polimerización (fotoiniciador) y la amina es un acelerador. En la mayoría de las resinas compuestas, el fotoiniciador es usualmente la canforoquinona (Año 1985, Althoff y Hartung 2000, Burgess et al., 2002, Robertson y otros, 2006, Garg y Garg, 2010). Absorbe energía en el pico de longitud de onda a aproximadamente 465 - 470 nm dentro de la región azul del espectro de luz visible (Year 1985), Fan et al, 1987, Rueggeberg 1999, Althoff y Hartung 2000, Abate et al., 2001, Burgess et al. 2002, Lynch 2008, Sherwood, 2010).

Se informó que el rango efectivo de espectro de emisión de luz que puede iniciar el proceso de polimerización es relativamente estrecho (Santini 2010).

Cuando se irradia canfororoquinona con una luz de una longitud de onda específica e intensidad apropiada durante un periodo de tiempo requerido, se eleva hasta el estado de activación y cuando la canforoquinona choca con la amina da lugar a la formación de moléculas de radicales libres. Estos radicales libres inician el proceso de polimerización que da como resultado que las moléculas monoméricas se unan para formar una cadena polimérica (Rueggeberg 1999, Althoff y Hartung 2000, Oesterle et al., 2001, Rasetto et al., 2001, Lynch 2008).

Por lo tanto, cuanto mayor sea la intensidad de la luz, el mayor número de fotones alcanzará el material compuesto de resina y producirá el mayor número de moléculas excitadas de canforoquinona, resultando en más radicales libres. Se concluyó que la intensidad de la radiación luminosa es un componente esencial en términos de la velocidad y extensión del proceso de polimerización (Rueggeberg 1999, Abate et al., 2001).

La longitud de onda e intensidades inadecuadas de la luz procedente de una unidad de curado están asociadas con una polimerización inadecuada (Abate et al., 2001).

Cuando la intensidad de la luz es inferior a la óptima, se puede aplicar un aumento proporcional en el tiempo de curado para conseguir una polimerización óptima y propiedades físicas del polímero (Sakaguchi et al., 1992; Miyazaki y col., 1996, Strydom 2002).

Sin embargo, si la fuente de luz es inadecuada para activar la reacción de polimerización, ningún mecanismo compensatorio puede producir un compuesto de resina curado óptimamente (Sakaguchi et al., 1992).

Se recomienda un mínimo de 400 mW / cm² para la polimerización de rutina de resinas compuestas con resina (Rueggeberg et al., 1994).

Además, se informó que otros factores que afectan a la polimerización incluyen: tipo de relleno compuesto, tamaño y carga; grosor y tono de la resina compuesta; eficacia de la transmisión de luz a través de la punta de la luz; intensidad de luz; tiempo de exposición y distancia de la fuente de luz de la resina compuesta (Lynch 2008; Santini 2010).

2.9. EFECTO DE LA UNIDAD DE CURADO Y EL GRADO DE ADHESIÓN ORTODÓNCICA POR MEDIO DE PRUEBA DE CIZALLAMIENTO

Dos estudios previos compararon las unidades QTH y LED (Carvalho et al., 2010, Cerveira et al., 2010), y uno informó que no hubo diferencias significativas en la conversión de grado de los adhesivos ortodóncicos (Cerveira et al., 2010), mientras que el otro indicó que el LED fue más eficiente (Carvalho et al., 2010).

Otro estudio comparó las unidades de QTH y PA y reportó una DC más baja con la unidad de PA (Bang et al., 2004). Finalmente, sólo un estudio comparó los tres tipos de unidades de curado, QTH, LED y PA, y en ese estudio hubo diferencias significativas reportadas entre las unidades, pero estas diferencias variaron dependiendo de los tiempos de curado (Niepraschk et al., 2007).

Después del análisis de la literatura actual sobre el grado de conversión de adhesivos de resina compuesta ortodónticos en función del tipo de unidad de curado, se concluyó que todos los artículos presentes contienen una o más de las siguientes limitaciones. La mayoría de los estudios no compararon las tres unidades de fotopolimerización. Debido a que el concepto de energía total no se utilizó en los estudios, los resultados obtenidos de diferentes intensidades de energía y diferentes tiempos de curado fueron difíciles de interpretar. Por otra parte, ninguno de los estudios que midieron la DC incluyó la unión de brackets ortodónticos a dientes humanos y la simulación de la unión de brackets ortodónticos clínicos es un factor importante relacionado con DC de la resina adhesiva ortodóntica.

Efecto de la unidad de curado sobre el soporte ortodóntico

El fallo de los brackets ortodónticos da como resultado un mayor tiempo de tratamiento y frustración para el clínico y el paciente. Por lo tanto, la fuerza adecuada de adherencia de bracket ortodóntico es un factor importante en la reducción de la separación prematura de brackets. Se ha especulado que un sistema de soporte adhesivo debería ser capaz de soportar una tensión de al menos 6-8 MPa (Reynolds 1975; Powers 2001). Sin embargo, estos valores pueden subestimar la probabilidad de rotura del enlace durante la masticación, un factor que puede explicar el desacuerdo entre las tasas de fracaso clínico y los datos de resistencia de unión in vitro (Eliades et al., 2004). Ha habido numerosos artículos que evalúan la fuerza de unión del soporte de corte, el modo más prevalente de pruebas in vitro (Bayne 2002). La fuerza de adherencia del soporte de corte es igual a la fuerza de carga de corte requerida

para separar o separar el soporte dividido por el área de la interfaz unida (área de la base del soporte) y se comunica comúnmente en megapascales (MPa). Debido a que la unidad de curado es un factor importante en la resistencia de unión del soporte adhesivo ortodóncico, se han publicado numerosos artículos sobre la comparación de la resistencia a la adherencia por cizallamiento producida por diferentes fuentes de fotorecurización. Algunas investigaciones que comparan QTH y LED no reportaron diferencias significativas en la resistencia a la unión por cizallamiento (Evans et al., 2002, Bishara et al., 2003, Gronberg et al., 2006, Palomares et al., 2008, Di Regano et al. 2010), mientras que otros informaron diferencias entre el QTH y el LED (Usumez et al., 2004, Gronberg y otros, 2006, Rachala y Yelampalli 2010).

Otros estudios que compararon la resistencia a la adherencia por cizallamiento con las unidades QTH y PA no informaron diferencia alguna en la resistencia al esfuerzo cortante (Oesterle et al., 2001, Pettemerides et al., 2001, Sfondrini et al., 2001, Toodehzaeim et al). Y de nuevo otros estudios encontraron QTH y PA para producir una fuerza de unión de corte significativamente diferente (Klocke et al., 2002, Sfondrini et al., 2002, Signorelli et al., 2006).

Un estudio que comparó las unidades de curado de LED y PA reportó valores de enlace de corte similares (Dall'igna et al., 2011) y, finalmente, dos estudios que compararon las tres fuentes de curado y no reportaron diferencias significativas en la resistencia al corte (Thind et al., 2006; Ulusoy et al., 2008).

Similar a la evaluación de la literatura relacionada con el grado de conversión de adhesivos ortodóncicos en función de la unidad de curado, hubo una limitación importante con los estudios de resistencia de unión por cizallamiento que compararon las unidades de curado.

Debido a que no se utilizó el concepto de energía total, los resultados de resistencia de unión por cizallamiento obtenidos utilizando diferentes

intensidades de energía y diferentes tiempos de curado fueron difíciles de comparar e interpretar.

Correlación del grado de conversión y resistencia al cizallado

Numerosos estudios han evaluado el grado de conversión de los adhesivos ortodóncicos en función de la unidad de curado y otros estudios han evaluado el enlace cortante. Sin embargo, hasta la fecha, ningún estudio ha correlacionado el grado de conversión y la resistencia a la adherencia por cizallamiento basándose en una comparación de las unidades de curado y el tiempo de exposición asociado tomando en consideración la energía total.

Esta comparación es valiosa en términos de intentar explicar cualquier diferencia potencial de fuerza de unión que pueda ocurrir con diferentes unidades y tiempos de curado que se traducen en energía total.

2.10. ESMALTE

El esmalte es un tejido derivado del ectodermo, que tiene un grosor variable y reviste totalmente la corona de los dientes, específicamente a la dentina, como una cubierta protectora. (Interlandi, 2000).

Composición química: En cuanto a su composición, se ha determinado que el esmalte presenta del 92 – 96% de materia inorgánica, 1 – 2% de materia orgánica y un 3 – 4% de agua.

La mayor parte de sustancia inorgánica está compuesta por cristales de hidroxiapatita a base de fosfato de calcio; y en menores porcentajes se encuentra aniones de sodio, magnesio, carbonatos, hierro, flúor y manganato. La materia orgánica, en cambio, es de naturaleza proteica, ya que posee glicoproteínas solubles e insolubles, un agregado de polisacáridos y aminoácido.

2.10.1. PROPIEDADES FÍSICAS

El esmalte es el tejido calcificado más duro del cuerpo humano, debido al alto contenido de sales minerales y a la cristalina que existe en los mismos (Interlandi, 2000).

Cabe mencionar que está constituido por millones de prismas muy mineralizados, los mismos que rodean todo el diente, desde la conexión amelodentinaria hasta la superficie externa o libre en contacto con el medio bucal (Gómez de Ferraris & Campos, 2009).

2.10.2. CARACTERÍSTICAS GENERALES

El esmalte es un tejido extracelular, muy mineralizado que no posee crecimiento, reparación, ni nueva aposición, ya que después de la formación del esmalte, los ameloblastos entran en apoptosis. Esto ocurre, debido a que los ameloblastos se involucionan y desaparecen durante la erupción dentaria por este mecanismo de muerte celular (Gómez de Ferraris & Campos, 2009).

El tejido adamantino que posee el esmalte tiene una elasticidad escasa, debido a su extrema dureza; y, además, la cantidad de agua y materia orgánica es mínima. Esta es la razón por la cual, a pesar de su dureza, al esmalte se lo cataloga como un tejido frágil con tendencia a las macro y micro-fracturas. Esta fragilidad puede ocurrir cuando no hay apoyo dentinario normal, ya que ese sustrato es el que le brinda la elasticidad necesaria para realizar ligeros micro-movimientos sobre la misma dentina, sin que el esmalte se fracture (Gómez de Ferraris & Campos, 2009).

2.10.3. COLOR

La coloración del esmalte no es propia de este, ya que este tejido es translúcido, y el color depende de su estructura subyacente, que es la dentina, la misma

que varía de blanco-amarillento a blanco-grisáceo. Esta diferencia de color se dá por el grado de translucidez del esmalte. (Interlandi, 2000).

2.10.4. ESTRUCTURA DEL ESMALTE

El esmalte, histológicamente, está constituido por una unidad estructural básica, la cual está compuesta de:

- a) **Esmalte prismático:** Este compone la mayor parte de esta matriz extracelular mineralizada y está compuesta de:
 - **Prismas:** Estas son estructuras hexagonales. Presentan una apariencia cristalina clara; permitiendo que la luz atraviese libremente (Interlandi, 2000).
 - **Vaina de los prismas:** Es una capa fina periférica que envuelve a todo el prisma (Interlandi, 2000).
 - **Sustancia interprismática:** sustancia que impide que los prismas estén en contacto directo el uno con el otro y tiene un índice de refracción ligeramente más elevado que los prismas (Interlandi, 2000)
 - Orientación de los prismas del esmalte (Interlandi, 2000)
- b) **Esmalte aprismático o avarillar:** presenta en la periferia de la corona y en la unión amelodentinaria, donde el esmalte no constituye, ni configura ninguna estructura geométrica (Gómez de Ferraris & Campos, 2009).

2.11. ADHESIÓN

Para entender el significado de adhesión una de las definiciones más claras y sencillas es la que afirma que adhesión proviene del latín **Adhaesio** y significa pegar o unir una cosa a otra.

Otras definiciones afirman que adhesión es la fuerza que produce la unión de dos sustancias cuando se ponen en íntimo contacto; siempre y cuando la atracción sea entre moléculas dispares, ya que cuando se efectúa a través de moléculas de la misma clase, se denomina cohesión (Henostroza, 2003).

Dentro de la odontología restauradora, se define a la adhesión como el fenómeno de “unir a un sustrato sólido (las estructuras dentales) un biomaterial, manifestándose la adhesión como tal en la interfaz diente-material restaurador. Este fenómeno debe ocurrir entre sus superficies o caras en contacto, en las cuales se deben producir fuerzas que las mantengan fijadas en forma permanente” (Henostroza, 2003).

2.11.1. Tipos de adhesión

La adhesión se puede dar de dos formas:

a) **Física:** se produce por una traba mecánica entre las partes a unir (Henostroza, 2003) y se clasifica en:

- **Macromecánica:** es un tipo de adhesión que consiste en crear hoyos o ranuras como forma macrorretentiva sobre una o ambas superficies por adherir; las cuales pueden ser excavadas o en relieve. Después, se las pone en íntimo contacto, utilizando un medio adhesivo que humecte ambas superficies y se endurezca con rapidez (Barrancos Mooney & Barrancos, 2007).

Un ejemplo de macromecánica es la retención o anclaje por compresión. (Henostroza, 2003)

- **Micromecánica:** este tipo de adhesión se obtiene al realizar irregularidades, socavados o relieves de centésimas o milésimas de milímetros; logrando un acercamiento más íntimo entre las superficies por adherir y, por ende, una adhesión más durable y satisfactoria (Barrancos Mooney & Barrancos, 2007).

La microabrasión o arenado y el grabado ácido son ejemplo de este tipo de adhesión (Barrancos Mooney & Barrancos, 2007) (Henostroza, 2003).

- b) **Química:** se logra exclusivamente mediante la reacción química entre dos superficies en contacto al generar un intercambio de electrones o de átomos covalentes, o por fuerzas de Van der Waals (Barrancos Mooney & Barrancos, 2007) (Henostroza, 2003). Un ejemplo de este tipo de adhesión es la que se obtiene con el uso de adhesivo, cementos resinosos y al realizar la técnica incremental de la colocación de composite (Barrancos Mooney & Barrancos, 2007).

2.12. ADHESIÓN AL ESMALTE:

La clave de la adhesión del esmalte se basa en el inicio, es decir desde el grabado ácido. Al grabar con ácido el esmalte, se produce una disociación del ácido, un ataque de los radicales ácidos (H-) a la hidroxiapatita y una salida de iones de calcio y fósforo de la misma (Lanata, 2008). Como consecuencia, se obtiene zonas rugosas y microporosas con una profundidad entre 5 y 50 μm , listas para una retención micromecánica (Dorminey, Dunn, & Taloumis, 2003).

Existen tres patrones de grabado ácido en el esmalte, según la zona del prisma en la que ocurra:

1. TIPO I: Eliminación del centro del prisma
2. TIPO II: Se afecta la periferia del prisma
3. TIPO III: no se produce un patrón definido.

Los patrones de grabado o acondicionamiento ácido en el tejido dental adamantino dependen en primera instancia del tiempo de aplicación de agente ácido en la superficie dental seguido de la zona de la pieza dental en la será efectuada dicha aplicación. En el mejor de los casos, se debería conseguir un patrón de grabado I, pero en el ejercicio clínico se ha observado una combinación de los 3 patrones de grabado existentes. (Lanata, 2008)

2.13. BRACKETS METÁLICOS

Estos dispositivos metálicos a los cuales se les ha dado el nombre de brackets, son los más usados por los ortodoncistas no solo en nuestro país si no en todo el mundo, y estos dispositivos fabricados de acero inoxidable y son de fundamental ayuda para enderezar los dientes, cabe mencionar también, que existen varios accesorios con los cuales podemos ayudar a los pacientes a que sus brackets se vean más estéticos, con gomas o elásticos transparentes.

La única desventaja que tienen estos dispositivos de metal es que no son tan estéticos como los de cerámica, pero cabe mencionar que muchos ortodoncistas han dicho que han notado que cuando utilizan en sus pacientes los metálicos los resultados finales del tratamiento resultan ser mejor o más precisos.

2.14. ADHESIÓN EN ORTODONCIA:

Hoy en día la odontología adhesiva ha hecho viable ejecutar restauraciones dentales mucho más estéticas y cavidades cada vez más conservadores y menos invasivas.

Hablando específicamente de la ortodoncia, es una rama de la odontología que se ha beneficiado de la posibilidad de adherir diferentes materiales a los tejidos dentarios como el esmalte. (Bayona, Fonseca, & Macías, 2010)

En 1955, Buonocore introdujo el uso del ácido fosfórico para adherir materiales acrílicos al esmalte dental.

En 1965, Bowen introdujo la resina bis-GMA, logrando que la limpieza después del descementado sea más fácil. (Yi, Dunn, & Taloumis, 2003)

La adhesión de los diferentes sistemas de brackets a la superficie adamantina es un procedimiento que ha sido ampliamente usado desde ya aproximadamente 4 cuatro décadas atrás.

Ahora bien, se ha venido realizando un sin número de investigaciones en las cuales se ha demostrado que la adhesión a la superficie adamantina está ligada a la naturaleza de la superficie del esmalte, del proceso de grabado ácido en el tejido adamantino, la clase de adhesivo usado y finalmente el diseño del bracket es decir tanto la forma y el diseño de la base de dichos artificios ortodonticos. (Sunna y Rock, 2000) (Vicente y cols., 2004)

La adhesión del bracket a la superficie del esmalte dental es un procedimiento que se ha usado desde aproximadamente cuatro décadas.

Con el paso del tiempo muchos estudios han reflejado y han concluido que la adhesión a esmalte depende de algunos factores como la naturaleza de la superficie del esmalte, los procesos de acondicionamiento del esmalte, el tipo de adhesivo que se usará y la forma y diseño de la base del bracket (Sunna & Rock, 2000) (Vicente A., Bravo, Romero, Ortiz, & Canteras, 2004).

La unión entre el bracket y la superficie del diente es por traba mecánica, ya que la base del bracket es rugosa y la superficie del diente es grabada con ácido y acondicionada (Mojica, Ortega, Ramírez, Vargas, & Bastidas, 2007).

Se deben entender, de manera muy clara, los conceptos de preparación, adhesión y posicionamiento de los brackets, ya que este es uno de los aspectos iniciales y fundamentales de todas las técnicas ortodónticas.

Dentro de las técnicas de cementación de brackets, existen la técnica directa e indirecta (Uribe Restrepo, 2010).

Sin embargo, existen algunos estudios que afirman y demuestran que ambas técnicas tienen un porcentaje de error, ya que en las dos técnicas se puede fallar en la ubicación ideal del bracket (Aguirre, King, & Waldron, 1982).

2.15. TÉCNICAS DE ADHESIÓN ORTODÓNTICA

Por un lado, la técnica directa fue realizada por primera vez en 1965 por Newman. Este es el método más popular y común por su simplicidad, ya que como su nombre lo dice, esta técnica consiste en la adhesión de los brackets directamente a los dientes en boca (Zeppieri, Chung, & Mante, 2003). En cambio, la técnica indirecta fue realizada en 1972; esta consiste en la colocación de los brackets en la posición exacta sobre los dientes de un modelo de estudio; y luego se los transfiere al medio intraoral por medio de cubetas (Uribe Restrepo, 2010) (Yi, Dunn, & Taloumis, 2003).

Independientemente de la técnica que se vaya a usar para la colocación de brackets, la preparación del esmalte es un mecanismo básico que no varía en ninguna de las técnicas. Estos procedimientos no cambian, ya que se conoce muy bien que, tanto la limpieza del esmalte, como el acondicionamiento del mismo, tienen la misma importancia para conseguir una adecuada adhesión (Verstrynge, Ghesquiere, & Willems, 2004).

2.16. PASOS DE ADHESIÓN EN ORTODONCIA

Los pasos a seguir son:

- 1) Aislamiento:** Se debe colocar al paciente un abre bocas, hacer uso de buena succión, ya que se debe mantener la superficie dental seca y con la lengua apartada de la zona (Jacobsen & Duncanson).

- 2) Profilaxis o limpieza del esmalte:** Se debe utilizar un cepillo profiláctico y una pieza el micromotor o pieza de baja velocidad, utilizando una pasta hecha con la piedra pómez y clorexhidina para limpiar el esmalte. Con este procedimiento, se disminuye la energía superficial, se limpia los residuos alimenticios que puedan existir y cualquier elemento que pueda contaminar del esmalte; permitiendo que se genere una mejor adhesión (Uribe Restrepo, 2010).
- 3) Acondicionamiento con ácido ortofosfórico:** Se debe aplicar ácido ortofosfórico al 37% en cada diente por quince segundos, luego lavar por treinta segundos y por último secar la superficie del esmalte, pero no resecarla (Jacobsen & Duncanson).

El ácido ortofosfórico produce una limpieza perfecta del esmalte y retira toda la película de material orgánico presente en él. Además, el grabado ácido acrecienta la energía superficial y suscita la adhesión micromecánica, gracias a la impregnación del adhesivo en las porosidades de la superficie grabada con el ácido; permitiendo que se formen los tags retentivos (Chalgre, Combe, & Wahl, 2007).

Todo esto se consigue siempre cuando realiza un acondicionamiento ácido correcto; por lo que, se debe observar que el esmalte presente una superficie calcárea. (Jacobsen & Duncanson).

- 4) Agente de enlace (adhesivo o primer):** Sobre el área del esmalte acondicionada y seca, se debe colocar con un microbrush una capa fina de monómero de consistencia viscosa. Este adhesivo puede ser de foto o de autopolimerización; pero ambas opciones generan una unión física. Este tipo de unión se logra, debido a que el adhesivo circula dentro de las microporosidades del esmalte grabado con el ácido y produce un aumento de la tensión superficial y mejora, considerablemente, la retención (Uribe Restrepo, 2010).

Los beneficios que brinda este agente de enlace ocurren gracias a que este es un producto químico que posee resinas hidrofílicas e

hidrofóbicas en su composición. La incorporación de los monómeros hidrofílicos facilita la infiltración de la resina en el esmalte grabado a nivel de sus prismas, reduce la porosidad interfacial y los riesgos de fracaso en la adhesión. (Ascención V., Bravo, Romero, Ortiz, & Canteras, 2005)

5) Aplicación de la resina a las mallas de los brackets: La resina es un elemento que cumple la función de fijar los brackets al esmalte de una manera fuerte y resistente. Esto se logra por la preparación previa del esmalte dental con el acondicionamiento y el adhesivo, y por medio de las mallas de los brackets que los retienen (Uribe Restrepo, 2010).

Con este procedimiento se consigue: Unión física entre el adhesivo o bond con el esmalte grabado. Unión química entre el adhesivo o bond y la resina. Unión física entre la resina y la malla posterior del bracket (Uribe Restrepo, 2010).

2.17. POLIMERIZACIÓN DE LA RESINA

Las resinas compuestas de uso en boca tienen tres componentes principales:

a. Matriz de resina: Comprende un sistema de monómeros di o trifuncionales, un sistema iniciador de la polimerización de los radicales libres y estabilizadores para maximizar la capacidad de almacenamiento antes de polimerizar, y la estabilidad química una vez polimerizada (Macorra, 1999).

b. Relleno inorgánico: A base de cuarzo, vidrio o sílice (Macorra, 1999).

c. Agente de unión: Generalmente es un silano, el mismo que ayuda a unir entre sí la matriz de resina y el relleno inorgánico (Macorra, 1999). Su polimerización se activa bajo una luz y se produce gracias a la unión de las moléculas monoméricas que los componen para

formar una matriz con moléculas poliméricas mayores. (Macorra, 1999).

2.18. FUERZAS EN ORTODONCIA

Los movimientos en la ortodoncia se dan por medio de fuerzas. A la fuerza se la define como la acción de un cuerpo sobre otro que trata de cambiar su estado de reposo o movimiento y deformarlo.

Sin embargo, la fuerza se representa de manera vectorial, ya que posee una magnitud, dirección y sentido (Salazar, 2001).

2.18.1. Tipos de fuerza: Dentro del área de ortodoncia, existen dos tipos de fuerzas:

- Simples:
 - ✓ Tracción
 - ✓ Compresión
 - ✓ Tensión
 - ✓ Cizallamiento
- Complejas:
 - ✓ Torsión

FUERZAS SIMPLES:

a. Fuerza por tracción o tensión

Es originada por una fuerza que se orienta a estirar, alargar a un cuerpo o modificar el sitio de ubicación. Esta carga normalmente está junto a una deformación de tracción. Lo que debe tenerse presente, que esta carga de tracción podría acontecer cuando las estructuras están flexionadas. Para que suceda este estiramiento, incremento de longitud o tracción del cuerpo deben existir dos fuerzas de igual intensidad, pero de sentido contrario. En la biomecánica de la ortodoncia, las fuerzas de tensión que se aplican en los dientes, permiten extender las fibras periodontales, alcanzando una restauración del hueso alveolar. Por sus

óptimos efectos, este tipo de fuerza es utilizada en prácticamente todos los movimientos ortodónticos.

b. Fuerza por compresión

Es la resistencia interna que tiene un cuerpo ante una fuerza que busca comprimirlo o acortarlo. Al interior del cuerpo se generan tensiones compresivas, las mismas suceden como consecuencia ante dos fuerzas de igual intensidad sobre una misma línea, pero en sentido opuesto.

c. Fuerza por cizallamiento

Esta fuerza es provocada por la utilización de fuerzas de dirección opuesta, sin embargo, estas no intervienen en la misma dirección, sino en sentido próximo y paralelo. La consecuencia de este tipo de fuerza, provoca el movimiento de una parte del cuerpo con relación del otro, esto es, se origina un corte.

En la biomecánica ortodóntica, la fuerza de cizallamiento es colocada sobre las piezas dentarias, por medio de las fuerzas de compresión. El propósito de esta modalidad de fuerza es mover el cuerpo en sentido vertical, lo que significa, el movimiento del diente en la dirección de su eje axial. Con esto, la consecuencia es una restructuración en la arquitectura alveolar y periodontal.

Al interior de los desplazamientos ortodónticos, la fuerza de cizallamiento es colocada para provocar extrusión e intrusión de las piezas dentales. Lo que se debe tener presente que, donde más ejerce la fuerza de cizallamiento es cuando se aplica la función masticatoria sobre los brackets; motivando en muchas ocasiones la descementación.

FUERZAS COMPLEJAS

a. Fuerza por torsión

La finalidad de esta modalidad de carga es cambiar la dirección a un cuerpo, procurando la modificación de su forma, girando parcial o absolutamente sobre un punto fijo. En la biomecánica de la ortodoncia, la fuerza por torsión se aplica en los movimientos de rotación. Esta fuerza sobre las piezas dentarias tiene como consecuencia el que modifique su ubicación, que se muevan sobre su propio eje y se modifique la disposición de las fibras periodontales y del hueso alveolar.

2.19. PROFUNDIDAD DE CURADO; Norma ISO 4049.

La Organización Internacional de Estandarización (ISO), ha establecido, una normativa para garantizar un tratamiento de calidad y de seguridad para los pacientes de tratamientos dentales que señala los requisitos mínimos y las formas de prueba estándar para los materiales de compuestos dentales, esta es la norma ISO 4049.

Esta norma, realiza una valoración de algunas de las particularidades de estos materiales, esto considera a su vez la profundidad de curado para los materiales de foto polimerización. La profundidad de curado define que tan ancho puede ser un cuerpo de resina foto polimerizable logrando a la vez un nivel de conversión de monómero razonablemente aceptable (>50%) 1,57.

Con la finalidad de establecerlo, de acuerdo a la normativa ISO la resina a comprobar se la ubica en un molde de acero y se foto polimeriza. Se saca por lo tanto el material sin polimerizar con una espátula plástica y se comprueba el grosor resultante con un micrómetro con una sensibilidad de 0,01mm. La profundidad de polimerización equivale a la mitad de esta cuantía.

El estándar ISO es igual a 1,5 mm aunque las resinas compuestas obtienen normalmente cantidades superiores a 2 mm 57,58. Los datos resultantes con

este procedimiento metodológico se correlacionan con otras técnicas como la medición de la dureza Vickers, en la parte superior e inferior de la muestras de distintos grosores.

Se estima que el material ha curado totalmente cuando la diferencia entre ambas mediciones es menor al 80%.

2.19.1. Fenómenos ópticos que inciden en la foto polimerización

Unas variedades de fenómenos ópticos incurren en las condiciones de la luz generada por una unidad de polimerización para obtener un cemento o resina de foto curado por medio de una restauración indirecta con la debida fuerza como para conseguir un grado de conversión apropiado. En estas circunstancias, solo una parte de la luz generada por la unidad de polimerización es suficiente para actuar sobre la resina a foto curar, y esta cantidad está definida por la sumatoria de varios fenómenos ópticos que se detallan a continuación.

a. Reflexión:

En el momento en que unas ondas de diferente naturaleza actúan sobre una barrera plana como un espejo, se originan nuevas ondas que se movilizan apartándose de la barrera. Esta circunstancia se la conoce como reflexión. En circunstancias en que la luz es reflejada por una superficie, una parte de la mencionada luz se diluye por el fenómeno de absorción. La relación entre la luz reflejada y la luz incidente se denomina reflectancia de la superficie. Toda superficie que no es absolutamente negra puede reflejar luz y al igual que la cantidad de luz como la forma en que dicha luz es reflejada se define por las características de reflexión de la mencionada superficie.

b. Reflexión especular:

Se materializa cuando la superficie reflectora es plana. Dicha reflexión está condicionada por dos leyes esenciales:

1. El rayo incidente, el rayo reflejado y el normal a la superficie en un punto de incidencia se trazan en un mismo plano.
2. El ángulo de incidencia es igual al ángulo de reflexión.

c. Reflexión difusa:

Se concreta en el momento en que la luz que actúa sobre un plano es reflejada en todas las direcciones, En donde el rayo normal a la superficie es de superior fuerza. La naturaleza de esta reflexión es provocada en superficies en un tipo superficial más rugosa como el papel blanco mate, las paredes y cielos rasos de yeso, la nieve, entre otras.

d. Absorción:

La absorción se la conceptúa como el cambio de la energía radiante en otro tipo de energía, normalmente en forma de calor. Esta situación es una particularidad de todas las superficies que no son totalmente reflectoras, y de los materiales que no son absolutamente transparentes. Esta transformación de ciertas longitudes de onda de luz se las califica como absorción selectiva. Es conocido que, los objetos de color se lo deben a esta propiedad.

e. Refracción:

Cuando se produce el paso de un medio a otro, el rayo de luz normalmente modifica su dirección. Esta modificación, se origina por una variación en la velocidad de la luz. La que reduce si la densidad del nuevo medio es superior, y se incrementa si es menor. Esta variación de velocidad y de dirección se denomina refracción.

f. Transmisión:

Se conoce con este concepto al paso de una radiación a través de un medio sin modificación de frecuencia de las radiaciones monocromáticas que la integran. Este fenómeno es propio de ciertos modelos de vidrios, cristales,

plásticos, agua, otros líquidos, y del aire. Al cruzar el material, parte de la luz se diluye por cuanto a la reflexión en la superficie del medio siguiente se absorbe. La relación entre la luz transmitida y la luz incidente se la define como transmitancia del material.

g. Transmisión regular:

En este tipo de transmisión, el haz que actúa sobre un medio, la cruza y resulta de él como tal haz. Los medios que cumplen esta característica, se les califica como cuerpos transparentes y contribuyen a ver con claridad los objetos ubicados detrás de ellos.

h. Transmisión difusa:

La transmisión difusa se da cuando el haz actuante pasa por el medio seleccionado, saliendo del mismo en varias direcciones. A estos materiales se les denomina traslúcidos. Esta modalidad de transmisión equivale a la percepción macroscópica de varias refracciones de la luz al interior de los materiales compuestos a medida que la luz pasa intermitentemente partículas de relleno, agente de enlace y matriz orgánica.

El esmalte actúa como factor responsable en las piezas dentarias naturales en la difusión de la luz mientras que en la dentina se da por la absorción de la luz. En la superficie de la pieza dental se produce la reflexión especular y difusa. Adicionalmente, en conjunto se origina la transmisión especular y difusa de luz.

Los productos materiales para reparaciones estéticas intentan igualar a los tejidos de las piezas dentarias. La condición de alcanzar la transmisión y dispersión de la luz es lo que caracteriza a un material dental como translúcido. Esta particularidad de translucidez es esencial para obtener una apariencia natural y está dado por cómo la luz difunde, es absorbida, reflejada, y transmitida por el material.

En los productos cerámicos esta es resultado de la cantidad de cristales en lo central del material, su contextura química y del cuerpo de las partículas de relleno en dependencia a la longitud de onda de la luz que actúa sobre ellas.

El grosor del material utilizado, afecta la translucidez de una restauración estética. Esto independientemente del tipo de material.

El investigador Nazanin Emami y cols., analizó la opción de emplear la ley de Beer- Lambert como medio para anticipar la absorción de luz por resinas fotocurables. La absorción en las resinas compuestas está dada por varios aspectos como el grosor del cuerpo de resina, la diferencia entre los valores de refracción de la luz de la resina y el relleno inorgánico, el tamaño y densidad de las partículas de relleno y el volumen de este y la unidad de foto polimerización.

Los materiales para restauraciones estéticas buscan imitar a los tejidos dentarios. La capacidad de lograr la transmisión y dispersión de la luz es lo que define a un material dental como translucido. Esta característica de translucidez es vital para lograr una apariencia natural y depende de cómo la luz difunde, es absorbida, reflejada, y transmitida por el material.

En los materiales cerámicos esta depende de la cantidad de cristales en la matriz del material, su composición química y del tamaño de las partículas de relleno en relación a la longitud de onda de la luz que incide en ellas 60. Independientemente del tipo de material, la translucidez de una restauración estética es principalmente afectada por el grosor de esta.

Nazanin Emami y cols. evaluó la posibilidad de utilizar la ley de Beer- Lambert para predecir la absorción de luz por resinas foto curables. La absorción en las resinas compuestas está determinada por diversos factores como el grosor del cuerpo de resina, la diferencia entre los índices de refracción de la luz de la resina y el relleno inorgánico, el tamaño y densidad de las partículas de relleno y el volumen de este y la unidad de foto polimerización.

2.20. ÍNDICE DE ADHESIVO RESIDUAL (ARI)

El Índice de Adhesivo Residual o Adhesive Remnant Index (ARI), es una técnica usada para valorar la cantidad de adhesivo que queda en la superficie del esmalte dental luego de haber despegado un bracket (fig. 1), provee un rango de puntuación y no valores numéricos. (Montasser & Drummond, 2009)

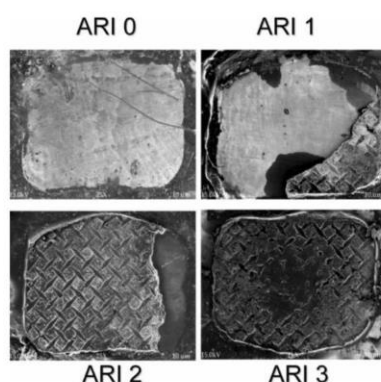


Figura 9. Índice de Adhesivo Remanente. ARI 0: No hay adhesivo remanente en el diente. ARI 1: Menos de la mitad del adhesivo permanece aún en el diente. ARI 2: Más de la mitad del adhesivo permanece aún en el diente. ARI 3: Todo el adhesivo permanece en el diente y se observan distintas impresiones de la malla del bracket.⁽⁴⁸⁾

**Figura 1. Índice de Adhesivo Residual
Tomado de: Lee & Lim (2008)**

Este índice fue desarrollado por Artun & Bergland (1984) en base a un estudio piloto de 20 dientes extraídos de manera cualitativa, uno años después O´Bien & Waltas (1990) hicieron una innovación con la utilización de una técnica más exacta para describir la resina residual de manera cuantitativa (tabla 1) debido a que las imágenes que reflejaban la superficie del esmalte fueron digitalizadas y la cantidad de adhesivo residual fue expresado como un porcentaje del área de la base total del bracket (Montasser & Drummond, 2009). Obteniendo la siguiente escala:

Tabla 1.

Índice ARI

ESCALA	DESCRIPCIÓN
0	Ausencia total del adhesivo residual en el diente
1	Menos del 50% del adhesivo residual en el diente
2	Más del 50% del adhesivo residual en el diente
3	100% del adhesivo residual en el diente con la impresión de la malla del bracket

Tomado de: Montasser & Drummond, (2009)

2.21. ESI

Conjunto de características que presenta la superficie adamantina. Grado de daño del esmalte

Tabla 2.

ESCALA	DESCRIPCIÓN
0	Superficie perfecta (Ausencia de rayones, esmalte intacto)
1	Superficie regular (Rayones menores y algo de esmalte sano)
2	Superficie aceptable (Algunos rayones profundos, ausencia de esmalte sano)
3	Superficie defectuosa (Gran cantidad de rayones grandes y profundos, ausencia de esmalte sano)
4	Superficie inaceptable (Grandes y profundos rayones y una superficie profundamente afectada)

Tomado de: Meira, Valdrighi, Filho, & Correr, (2014)

CAPÍTULO III

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GENERAL:

- Comparar in vitro la polimerización de resinas compuestas fluidas polimerizadas por luz L.E.D versus luz halógena usadas para la cementación de brackets en el tratamiento de ortodoncia.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar la resistencia de unión de la polimerización con lámparas LED y halógena para la cementación de brackets en el tratamiento de ortodoncia
- Determinar la fuerza mínima y máxima de cizallamiento que soporta el bracket en los dos grupos de estudio.
- Evaluar la resistencia de unión al esmalte previo aplicación de hipoclorito de sodio al 2,5% con luz L.E.D. y halógena.
- Evaluar la resistencia de unión al esmalte previo aplicación de alcohol a 72° con luz L.E.D. y halógena.
- Evaluar microscópicamente la superficie adamantina después de haber despegado los brackets mediante la prueba de cizallamiento.

CAPÍTULO IV

4. HIPÓTESIS

Existen diferencias significativas en los niveles de fuerzas para descementar los brackets metálicos polimerizados con resina compuesta utilizando luz LED y halógena.

CAPÍTULO V

5. MATERIALES

5.1. TIPO Y DISEÑO DE INVESTIGACIÓN

El presente estudio es un estudio experimental in vitro, comparativo y descriptivo.

5.2. UNIVERSO Y MUESTRA

5.2.1. UNIVERSO

46 primeros y segundos premolares extraídos, tanto superiores e inferiores, donados por clínicas odontológicas de Quito-Ecuador.

5.2.2. MUESTRA

La muestra la conforman 40 piezas dentales seleccionadas de acuerdo a los criterios de inclusión y exclusión

5.3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Premolares intactos, sin caries en la cara vestibular
- Premolares sin blanqueamiento previo
- Premolares sin brackets cementados previamente
- Premolares sin tratamientos restauradores
- Premolares sin endodoncia previa

5.4. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Premolares endodonciados
- Premolares con blanqueamiento
- Premolares con restauraciones o caries en cara vestibular
- Premolares con abrasiones, fluorosis o manchas de cualquier tipo

- Premolares con tratamiento ortodóncico previo

5.5. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Tabla 3.

Operacionalización de variables

	CONCEPTO	DIMENSIÓN	INDICADOR	ESCALA
Topografía del esmalte	Conjunto de características que presenta la superficie adamantina	Grado de daño del esmalte	ESI	0: Superficie perfecta (Ausencia de rayones, esmalte intacto). 1: Superficie regular (Rayones menores y algo de esmalte sano). 2: Superficie aceptable (Algunos rayones profundos, ausencia de esmalte sano). 3: Superficie defectuosa (Gran cantidad de rayones grandes y profundos, ausencia de esmalte sano). 4: Superficie inaceptable (Grandes y profundos rayones y una superficie

				profundamente afectada). (Meira, Valdrighi, Filho, & Correr, 2014)
Resina residual	Resina remanente sobre la superficie adamantina luego de la remoción de los brackets metálicos	Cantidad de resinoso sobre la estructura dental luego de retirar los brackets metálicos	ARI	0: Sin resina sobre el diente 1: Menos de la mitad de la resina sobre el diente. 2: Más de la mitad de la resina sobre el diente 3: Toda la resina sobre el diente, acompañado de la impresión de las mallas del bracket. (Montasser & Drummond 2009)
Polimerización	El tipo de luz que indicará la resistencia del bracket	Tipo de luz que resistió al momento de someterla a la prueba de cizallamiento	Fuerza medida en Newtons y kilogramos	_____

5.1. MATERIALES

5.1.1. RECURSOS HUMANOS

- Investigadora: Susana Carolina Vaca Muñoz

- Encargada del Laboratorio de Investigación de Ingeniería Ambiental de la Universidad de las Américas
- Encargado del Laboratorio de Resistencia de Materiales de la ESPE

5.1.2. RECURSOS INSTITUCIONALES

- Laboratorio de Investigación de Ingeniería Ambiental, Universidad de las Américas. Quito-Ecuador.
- Laboratorio de Resistencia de Materiales, ESPE. Sangolquí-Ecuador



Figura 2: Estereomicroscopio Olympus
Tomado de: Olympus microscopio (2010)



Figura 3: Máquina MTS

5.1.3. RECURSOS MATERIALES

- Cámara Fotográfica Nikon D5200
- Estereomicroscopio
- Instrumento rotatorio de alta velocidad W&H
- Instrumento rotatorio de baja velocidad W&H
- 40 premolares extraídos
- 40 brackets metálicos
- Máquina MTS (fuerzas universales)
- Acrílico
- 40 cepillos profilácticos
- Piedra pómez
- Clorexhidina
- Ácido Fosfórico al 35%
- Primer adhesivo
- Resina de fotocurado

- Lámpara de luz halógena
- Lámpara de luz LED
- Microbrush
- Explorador
- Pinza para colocar brackets (ORMCO)
- Posicionador de brackets (ORMCO)
- Calibrado digital
- Cubos metálicos

5.2. PROCEDIMIENTO

La investigación se realizará en cuatro fases:

5.2.1. FASE I: Selección de dientes y preparación de muestras

Para este estudio, utilicé 40 dientes premolares de humanos, los mismos que fueron extraídos, con fines ortodóncicos. Se lavaron los dientes con agua a chorro para remover impurezas y el tejido remanente, posteriormente, se limpiaron las superficies vestibulares de los premolares con piedra pómez y clorexhidina; a su vez, se sumergieron los dientes en solución fisiológica y se los dejó ahí hasta el día de la cementación de los brackets, para evitar su deshidratación y se los almacenó a temperatura ambiente.

Se revisará de manera meticulosa los dientes seleccionados para asegurarnos de que cumplan los criterios de inclusión y exclusión antes mencionados. Estos parámetros se cumplieron a cabalidad, ya que, cualquiera de los materiales o luces que utilizamos podrían reducir o afectar a la adhesión del bracket sobre el esmalte.

Por requerimientos del Ingeniero de la ESPE y para poder hacer uso de la máquina MTS coloqué a cada uno de ellos sobre una base de acrílico ya que, al hacer esto se logrará conservar la superficie vestibular de las piezas dentales rectas como si estuvieran en boca y, además, como mencioné anteriormente para cumplir con el requisito y poder ponerlos en la máquina

MTS y realizar la prueba de cizallamiento; y así, al encontrarse los brackets pegados en la cara vestibular, la fuerza va a incidir paralelamente al eje axial del diente.

Una vez polimerizado el acrílico, procedí a marcar con un marcador permanente cada cubo cubo de acrílico, con su respectivo número de diente, tipo de luz para saber cuáles fueron polimerizados con luz LED y cuales, con luz halógena y también el tipo de acondicionamiento, ya que una parte fue con alcohol y otra con hipoclorito de sodio.

Las 40 muestras se dividirán en 5 grupos de la siguiente manera:

1. Grupo de control: conformado por 6 dientes premolares
2. Grupo luz LED-Alcohol 72°: conformado por 10 dientes premolares
3. Grupo luz halógena-Alcohol 72°: conformado por 10 dientes premolares
4. Grupo luz LED-Hipoclorito 2,5%: conformado por 10 dientes premolares
5. Grupo luz halógena-Hipoclorito 2,5%: conformado por 10 dientes premolares



Figura 4: Cubos de acero inoxidable

5.2.2. FASE II: Polimerización del bracket a la superficie del esmalte dental polimerizando con los dos tipos de luz y con los dos tipos de acondicionamiento

Para la adhesión de los brackets sobre esmalte se realizarán con las indicaciones y recomendaciones del fabricante.

5.2.2.1. POLIMERIZACIÓN DE BRACKETS GRUPO DE CONTROL:

Se realizará una profilaxis con piedra pómez y clorexhidina.

Profilaxis

Se cepilló cada diente con una pasta de piedra pómez y clorexhidina, posteriormente se lavó la superficie dental con agua a chorro y se secó con aire a presión. Luego, se procedió a desinfectar la cara vestibular de cada uno de los premolares con alcohol 72° la mitad y la otra mitad con el hipoclorito de sodio al 2,5%.

Grabado ácido y aplicación de resina

Se colocó ácido fosfórico al 35% directamente en la superficie del esmalte por 15 segundos medidos con cronómetro. Se lavó la superficie grabada en ácido por 30 segundos de igual manera con el tiempo medido por medio de un cronómetro y se secó con la jeringa triple, sin reseca la superficie, y proceder a la adhesión.

Se colocó una pequeña cantidad de resina en la base del bracket, y se adhirió el bracket suavemente en la superficie vestibular del diente con un posicionador de brackets a 4 mm medido desde la cara oclusal, en el centro de la cara vestibular del premolar.

Una vez que acomodemos muy bien al bracket en su posición final y antes de asentarlos con un explorador retiraremos suavemente los excesos de resina alrededor de la base del bracket, teniendo mucho cuidado de que el bracket no vaya a moverse ni que vayamos a retirarlo.

Con luz halógena o luz LED, se polimerizará perpendicularmente a una distancia de 2-3 mm por 20 segundos. La lámpara LED, según su fabricante tiene una intensidad de onda 3.000-3.500 mw/cm², y la lámpara de luz halógena, según su fabricante tiene una intensidad de onda de 1000 mw/cm².

5.2.3. POLIMERIZACIÓN DE BRACKETS CON LUZ LED Y ACONDICIONADOS CON ALCOHOL AL 72°:

Profilaxis

Se cepilló el diente con una pasta de piedra pómez y clorexhidina y se lavó con agua a chorro la superficie dental y se secó con aire a presión de la jeringa triple.

Posteriormente se desinfectó la superficie del esmalte vestibular con alcohol al 72°.

Colocación de ácido fosfórico

Se colocó ácido fosfórico al 35% directamente en la superficie del esmalte por 15 segundos. Se lavará la superficie por 30 segundos y se procederá al secado; libre de agua para la adhesión.

Aplicación de primer adhesivo

Se aplicó una fina capa uniforme de adhesivo en la superficie vestibular del diente con un microbrush y se fotocuró por 6 segundos con la lámpara de luz LED de coltene.

Resina en la base del bracket

Se colocó una pequeña cantidad de resina en la base del bracket suavemente en la superficie vestibular del diente con un posicionador de brackets a 4 mm medido desde la cara oclusal en el centro de la cara vestibular del premolar.

Se ajustó el bracket en su posición final y se presionó firmemente para asentar el bracket. Se retirará suavemente el exceso de resina alrededor de la base del bracket con un explorador, con luz LED de COLTENE, se polimerizará perpendicularmente a una distancia de 2-3 mm por 3 segundos.

La lámpara LED, según su fabricante tiene una intensidad de onda 3.000-3.500 mw/cm².

5.2.3.1. POLIMERIZACIÓN DE BRACKETS CON LUZ LED Y ACONDICIONADOS CON HIPOCLORITO DE SODIO AL 2,5%

Profilaxis

Se cepilló el diente con una pasta de piedra pómez y clorexhidina y se lavó con agua a chorro la superficie dental y se secó con aire a presión de la jeringa triple.

Posteriormente se desinfectó la superficie del esmalte vestibular con hipoclorito de sodio al 2,5%.

Colocación de ácido fosfórico

Se colocó ácido fosfórico al 35% directamente en la superficie del esmalte por 15 segundos. Se lavará la superficie por 30 segundos y se procederá al secado; libre de agua para la adhesión.

Aplicación de primer adhesivo

Se aplicó una fina capa uniforme de adhesivo en la superficie vestibular del diente con un microbrush y se fotocuró por 6 segundos con la lámpara de luz LED de coltene.

Resina en la base del bracket

Se colocó una pequeña cantidad de resina en la base del bracket suavemente en la superficie vestibular del diente con un posicionador de brackets a 4 mm medido desde la cara oclusal en el centro de la cara vestibular del premolar.

Se ajustó el bracket en su posición final y se presionó firmemente para asentar el bracket.

Se retirará suavemente el exceso de resina alrededor de la base del bracket con un explorador, con luz LED de COLTENE, se polimerizará perpendicularmente a una distancia de 2-3 mm por 3 segundos.

La lámpara LED, según su fabricante tiene una intensidad de onda 3.000-3.500 mw/cm².

5.2.4. POLIMERIZACIÓN DE BRACKETS CON LUZ HALÓGENA Y ACONDICIONADO CON HIPOCLORITO DE SODIO AL 2,5%.

Profilaxis

Se cepilló el diente con una pasta de piedra pómez y clorexhidina y se lavó con agua a chorro la superficie dental y se secó con aire a presión de la jeringa triple.

Posteriormente se desinfectó la superficie del esmalte vestibular con hipoclorito de sodio al 2,5%.

Colocación de ácido fosfórico

Se colocó ácido fosfórico al 35% directamente en la superficie del esmalte por 15 segundos. Se lavará la superficie por 30 segundos y se procederá al secado; libre de agua para la adhesión.

Aplicación de primer adhesivo

Se aplicó una fina capa uniforme de adhesivo en la superficie vestibular del diente con un microbrush y se fotocuró por 30 segundos con la lámpara de luz halógena.

Resina en la base del bracket

Se colocó una pequeña cantidad de resina en la base del bracket suavemente en la superficie vestibular del diente con un posicionador de brackets a 4 mm medido desde la cara oclusal en el centro de la cara vestibular del premolar. Se ajustó el bracket en su posición final y se presionó firmemente para asentar el bracket. Se retirará suavemente el exceso de resina alrededor de la base del bracket con un explorador, con luz halógena, se polimerizó perpendicularmente a una distancia de 2-3 mm por 30 segundos. La lámpara de luz halógena, según su fabricante tiene una intensidad de onda de 1000 mw/cm².

5.2.4.1. POLIMERIZACIÓN DE BRACKETS CON LUZ HALÓGENA Y ACONDICIONADO CON HIPOCLORITO DE ALCOHOL A 72°.

Profilaxis

Se cepilló el diente con una pasta de piedra pómez y clorexhidina y se lavó con agua a chorro la superficie dental y se secó con aire a presión de la jeringa triple.

Posteriormente se desinfectó la superficie del esmalte vestibular con alcohol a 72°.

Colocación de ácido fosfórico

Se colocó ácido fosfórico al 35% directamente en la superficie del esmalte por 15 segundos. Se lavará la superficie por 30 segundos y se procederá al secado; libre de agua para la adhesión.

Aplicación de primer adhesivo

Se aplicó una fina capa uniforme de adhesivo en la superficie vestibular del diente con un microbrush y se fotocuró por 30 segundos con la lámpara de luz halógena.

Resina en la base del bracket

Se colocó una pequeña cantidad de resina en la base del bracket suavemente en la superficie vestibular del diente con un posicionador de brackets a 4 mm medido desde la cara oclusal en el centro de la cara vestibular del premolar. Se ajustó el bracket en su posición final y se presionó firmemente para asentar el bracket. Se retirará suavemente el exceso de resina alrededor de la base del bracket con un explorador, con luz halógena, se polimerizó perpendicularmente a una distancia de 2-3 mm por 30 segundos. La lámpara de luz halógena, según su fabricante tiene una intensidad de onda de 1000 mw/cm².

5.2.5. FASE III: PRUEBA DE CIZALLAMIENTO

Las pruebas de cizallamiento se realizaron después de 72 horas de haber cementado los brackets.

Se llevaron las 40 muestras a la máquina MTS, facilitada por el laboratorio de resistencia de materiales de la facultad de Ingeniería mecánica de la ESPE.

En esta máquina se realizaron las pruebas de cizallamiento; la misma que consiste en aplicar una fuerza constante con una espada o cuchilla sobre el bracket a una velocidad de 0,5 mm cada 10 segundos. En este experimento, se conseguirá que la unión adhesiva bracket-esmalte se corte o se rompa gracias a la fuerza aplicada paralelamente a la interface adhesiva.

La prueba de cizallamiento se realizó en dos grupos; empezamos por las muestras del grupo de control o de la prueba piloto que consistía en 6 piezas para comprobar el funcionamiento ideal de la máquina MTS.

Posterior a eso se procedió con las 10 muestras de la luz LED desinfectadas con alcohol a 72°, luego, con las 10 muestras de la luz halógena desinfectadas con alcohol a 72°; luego, con las 10 muestras de la luz halógena desinfectadas con hipoclorito de sodio al 2,5%; y, por último, con las 10 muestras de la luz LED desinfectadas con hipoclorito de sodio al 2,5%.

Finalmente, se juntaron todos los resultados obtenidos, y se los registró en una tabla de Excel y se realizaron pruebas estadísticas correspondientes al estudio.

5.2.6. FASE IV: OBSERVACIÓN EN EL MICROSCOPIO

En esta última fase una vez terminada la prueba de cizallamiento se procedió a observar en el microscopio los 40 premolares uno por uno, siendo cada uno de ellos observado por la cara vestibular y por la cara lingual o palatina, esto nos dejará conocer qué tipo de material provocó más daño en la superficie adamantina de los premolares que utilizamos en la prueba de cizallamiento.

Estos resultados se registrarán y se hará un análisis estadístico correspondiente a este estudio.



Figura 5: Medición de la altura del bracket



Figura 6: Medición de base del bracket



Figura 7: Prueba de cizallamiento



Figura 8: Máquina de control de la velocidad de la MTS



Figura 9: Máquina de medida de la fuerza de desprendimiento en Newtons



Figura 10: Premolar colocado en la MTS para prueba de cizallamiento

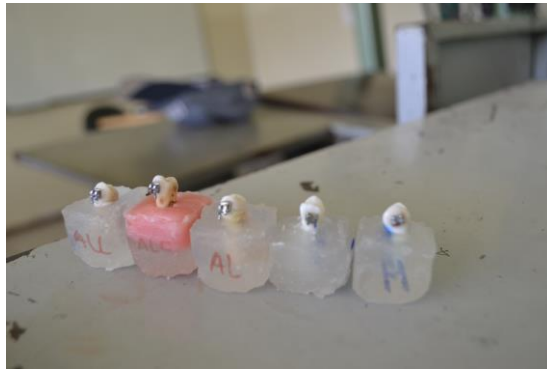


Figura 11: Premolares colocados en los cubos de acrílico



Figura 12: Premolar colocados en los cubos de acrílico con sus respectivas marcas

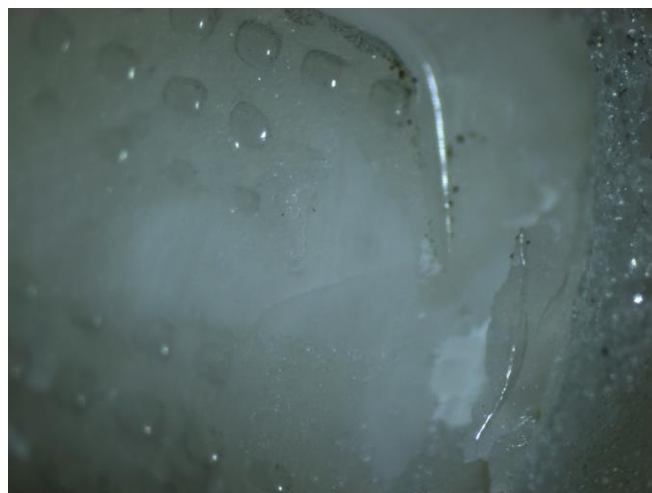


Figura 13: Vista microscópica alcohol-halógena

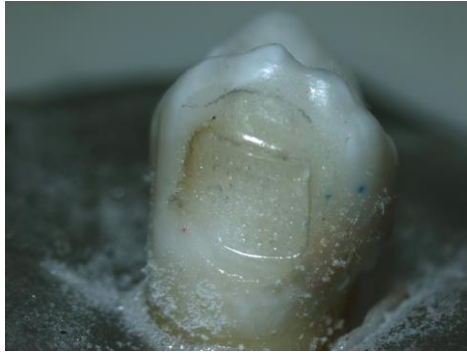


Figura 14: Vista microscópica alcohol-LED



Figura 15: Vista microscópica bracket decementado



Figura 16: Vista microscópica bracket que se desprendió con esmalte

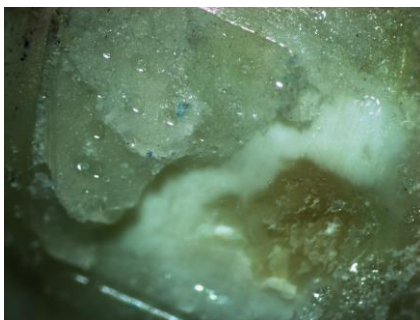


Figura 17: Vista microscópica premolar hipoclorito-halógena



Figura 18: Vista microscópica premolar hipoclorito-LED

CAPITULO IV

6. RESULTADOS

6.1. PRUEBA DE CIZALLAMIENTO

Los resultados obtenidos luego de la prueba de cizallamiento con la Máquina de ensayos universales estaban expresados en Newtons (N). Un newton expresa la cantidad de fuerza que hay que ejercer sobre un kilogramo de masa para que adquiera una aceleración de un metro sobre segundo cuadrado. (Kocadereli, I., Canay, S., Acka, K., 2001)

Convertimos los resultados de Newtons a MegaPascales (MPa), para medir el esfuerzo, tomando en cuenta el área del bracket, ya que la odontología moderna utiliza el MPa como unidad para medir presiones. Un MegaPascal equivale a un millón de pascales. (Kocadereli, I., Canay, S., Acka, K., 2001) Un Pascal (Pa) es la presión ejercida por una fuerza de 1 Newton sobre la superficie de un área de 1 metro cuadrado. (Kocadereli, I., Canay, S., Acka, K., 2001)

Un MegaPascal equivale a un millón de pascales, o lo que es igual a la presión ejercida por una fuerza de 1 newton sobre la superficie de un área de 1 milímetro cuadrado. (Kocadereli, I., Canay, S., Acka, K., 2001)

Para convertir Newtons (N) en MegaPascales, es necesario calcular el área en mm² de la base del bracket, ya que ésta será la superficie que entrará en contacto con el esmalte dental. La base de los brackets que se usó en esta investigación, tienen una forma de trapecio, por lo tanto, para calcular el área en mm², se aplicó una fórmula de área de un trapecio.

El objetivo de este estudio fue comparar la resistencia adhesiva que existe en los brackets con los dos tipos de luz, y a su vez, sus dos tipos de acondicionamiento previo a la cementación y no la fuerza que recae sobre un cuerpo que vendría siendo el bracket. Por lo que, todas las muestras fueron sometidas a una fuerza de cizallamiento por unidad de área (esfuerzo)

perpendicular al área analizada (bracket). Este fue el motivo por el cual, se transformó los resultados a MPa.

Para poder aplicar la fórmula de conversión de unidades, fue necesario calcular el área del bracket, ya que la base del mismo es donde se da la resistencia a la fuerza. Tomando en cuenta la fórmula de cálculo de área para el trapecio, se midió las dimensiones de los brackets y se sustituyeron en la fórmula para obtener el área. Para los brackets metálicos, la altura (h) fue de 4 mm, (b) fue de 3 mm y (B) fue de 3,5 mm.

$$A = \frac{(3 + 3,5) \times 4}{2} = 13 \text{ mm}^2$$

Los resultados de la conversión de Newtons (N) a Megapascales, se muestran en la Tabla 4.

6.1.1. RECOLECCIÓN DE DATOS Y RESULTADOS ESTADÍSTICOS DE MUESTRAS ALCOHOL 72° - LUZ LED

Tabla 4.

Conversión Newtons a Megapascales

ALCOHOL-LED		
Id	N (FUERZA)	MPa (ESFUERZO)
1	89	6,84
2	94	7,23
3	95	7,30
4	102	7,84
5	98	7,53
6	99	7,61
7	101	7,76
8	119	9,15
9	112	8,61
10	98	7,53
PROMEDIO	100,7	7,74

Tabla 5.

Datos recolectados en Newton y transformados a Kilogramos, con índice ARI

ALCOHOL-LED			
Id	N	Kg	ARI
1	89	9.08	2
2	94	9.59	3
3	95	9.69	3
4	102	10.40	2
5	98	9.99	2
6	99	10.10	2
7	101	10.30	3
8	119	12.13	3
9	112	11.42	3
10	98	9.99	No aplicable
Promedio	100,7		

Promedio de la carga de cizallamiento

En promedio se registró una tracción máxima de 100,7 Néwtones

Porcentaje para índice ARI en grupo 1

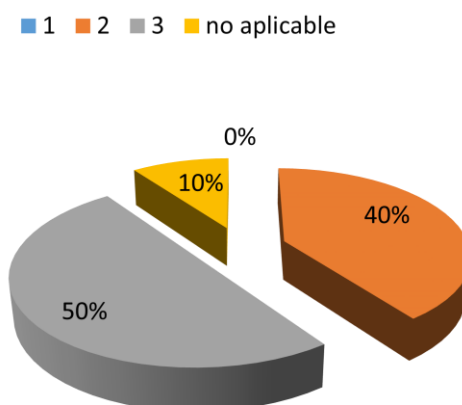


Figura 19: Porcentaje de índice ARI grupo 1

En el primer grupo, donde se utilizó alcohol a 72° y se aplicó la luz LED, se observó que el 40% de piezas presentaron más de la mitad de resina sobre el

diente; en el 50% toda la resina quedó sobre el diente, acompañado de la marca de la impresión del bracket. El 40% de los casos son no aplicables. No se registraron casos donde los dientes presenten menos de la mitad de resina.

6.1.2. RECOLECCIÓN DE DATOS Y RESULTADOS ESTADÍSTICOS DE MUESTRAS HIPOCLORITO 2,5%-LUZ LED

Tabla 6.

Conversión de Newtons a Megapascuales

HIPOCLORITO-LED		
Id	N (FUERZA)	MPa (ESFUERZO)
1	112	8,61
2	113	8,69
3	162	12.46
4	110	8,46
5	134	10.30
6	124	9,53
7	122	9,38
8	102	7,84
9	130	10
10	108	8,30
PROMEDIO	121,7	9,35

Tabla 7.

Datos recolectados en Newtons convertidos a Kilogramos y con índice ARI

HIPOCLORITO-LED			
Id	N	Kg	ARI
1	112	11.42	2
2	113	11.52	No aplicable
3	162	16.52	2
4	110	11.22	No aplicable
5	134	13.66	No aplicable
6	124	12.64	3
7	122	12.44	3
8	102	10.40	No aplicable
9	130	13.26	No aplicable
10	108	11.01	No aplicable
Promedio	121,7		

Promedio de la carga de cizallamiento

En promedio se registró una tracción máxima de 121,7 N

Porcentaje para índice ARI en grupo 2

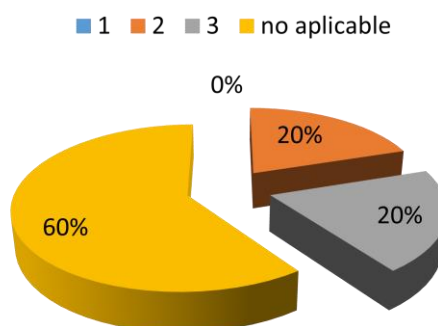


Figura 20. Porcentaje índice ARI del grupo 2

En el segundo grupo, donde se utilizó hipoclorito y se aplicó la luz LED, se observó que el 20% de piezas presentaron más de la mitad de resina sobre el diente; en el 20% toda la resina quedó sobre el diente, acompañado de la marca de la impresión del bracket.

El 60% de los casos son no aplicables. No se registraron casos donde los dientes presenten menos de la mitad de resina.

6.1.3. RECOLECCIÓN DE DATOS Y RESULTADOS ESTADÍSTICOS DE MUESTRAS ALCOHOL 72° - LUZ HALÓGENA

Tabla 8.

Conversión de Newtons a Megapascuales

ALCOHOL-HALÓGENA		
Id	N (FUERZA)	MPa (ESFUERZO)
1	139	10,69
2	124	9,53
3	135	10,38
4	172	13,23
5	132	10,15
6	138	10,61
7	129	9,92
8	141	10,84

9	112	8,61
10	88	6,76
PROMEDIO	131	10,07

Tabla 9.

Datos recolectados en Newtons convertidos a Kilogramos y con índice ARI

ALCOHOL-HALOGENA			
Id	N	Kg	ARI
1	139	14.17	2
2	124	12.64	2
3	135	13.77	3
4	172	17.54	2
5	132	13.46	1
6	138	14.07	1
7	129	13.15	2
8	141	14.38	3
9	112	11.42	3
10	88	8.97	No aplica
Promedio	131		

Promedio de la carga de cizallamiento

En promedio se registró una tracción máxima de 131 Néwtones

Porcentaje para índice ARI en grupo 3

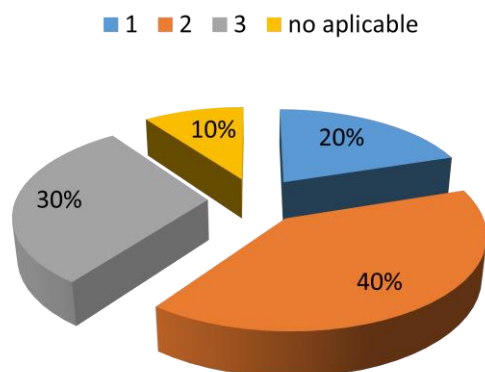


Figura 21. Porcentaje de índice ARI grupo 3

En el tercer grupo, donde se utilizó alcohol y se aplicó la luz halógena, se observó que el 20% de piezas presentaron menos de la mitad de resina en el diente; el 40% presentó más de la mitad de resina sobre el diente; en el 30% toda la resina quedó sobre el diente, acompañado de la marca de la impresión del bracket. El 10% de los casos son no aplicables.

6.1.4. RECOLECCIÓN DE DATOS Y RESULTADOS ESTADÍSTICOS DE MUESTRAS ALCOHOL 72° - LUZ LED

Tabla 10.

Conversión de datos de Newtons a Megapascales

HIPOCLORITO-HALÓGENA		
Id	N (FUERZA)	MPa (ESFUERZO)
1	181	13,92
2	113	8,69
3	169	13
4	111	8,53
5	185	14,23
6	132	10,15
7	161	12,38
8	110	8,46
9	81	6,23
10	125	9,61
PROMEDIO	136,8	10,52

Tabla 11.

Datos recolectados en Newtons convertidos a Kilogramos y con índice ARI

HIPOCLORITO-HALÓGENA			
Id	N	Kg	ARI
1	181	18.46	No aplica
2	113	11.52	No aplica
3	169	17.23	No aplica
4	111	11.32	No aplica
15	185	18.86	2
6	132	13.46	No aplica
7	161	16.42	3

8	110	11.22	No aplica
9	81	8.26	No aplica
10	125	12.75	No aplica
Promedio	136,8		

Promedio de la carga de cizallamiento

En promedio se registró una tracción máxima de 136,8 N

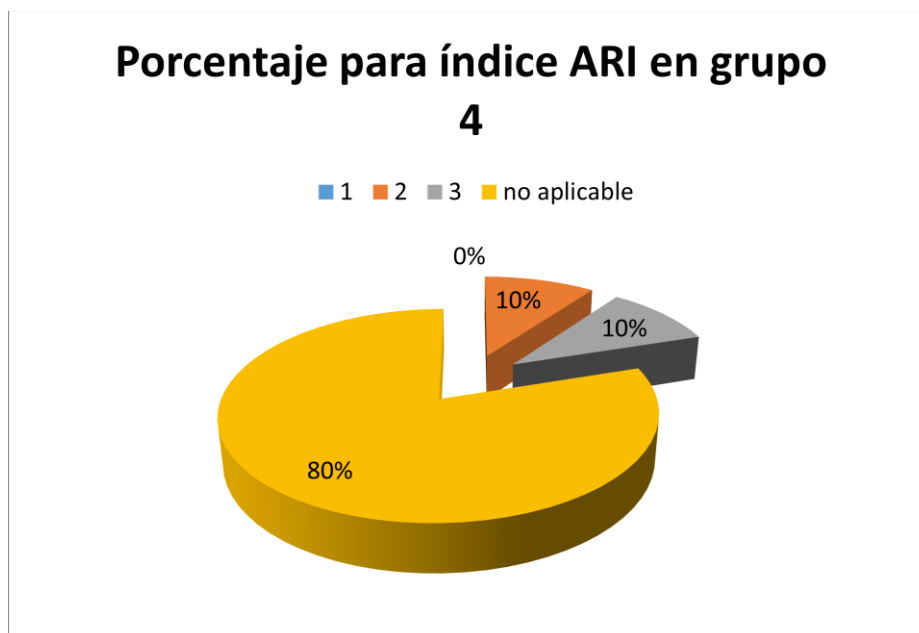


Figura 22. Porcentaje de índice ARI grupo 3

En el cuarto grupo, donde se utilizó hipoclorito y se aplicó la luz halógena, se observó que el 10% de piezas presentaron más de la mitad de resina sobre el diente; en el 10% toda la resina quedó sobre el diente, acompañado de la marca de la impresión del bracket. El 80% de los casos son no aplicables. No se registraron casos donde los dientes presenten menos de la mitad de resina.

6.2. PRUEBA DE KRUSKAL-WALLIS

Dócima:

La técnica de Kruskal-Wallis prueba la hipótesis nula de que las k muestras provienen de la misma población o de poblaciones idénticas con la misma mediana.

1. Formulación de las hipótesis

$H_0: \theta_1 = \theta_2 = \theta_3 = \theta_4$ Las muestras 1, 2, 3 y 4 provienen de una misma población.

$H_a: \theta_1 \neq \theta_2 \neq \theta_3 \neq \theta_4$ Al menos una de las muestras no proviene de la misma población

2. Definir el estadístico de prueba

$$KW = \left[\frac{12}{N(N+1)} \sum_{j=1}^k n_j \bar{R}_j^2 \right] - 3(N+1)$$

3. Criterio de decisión

si $KW_{calculado} \geq KW_{observado} \Rightarrow$ Rechazo la H_0

4. Cálculos

Tabla 12.

Carga de tracción máxima registrada (ordenada por rangos)

Id	CARGA DE TRACCIÓN MÁXIMA REGISTRADA (N)			
	alcohol y led	hipoclorito y led	alcohol y halógena	hipoclorito y halógena
1	3	17	33	39
2	4	19,5	23,5	19,5
3	5	36	31	37

4	10,5	13,5	38	15
5	6,5	30	28,5	40
6	8	23,5	32	28,5
7	9	22	26	35
8	21	10,5	34	13,5
9	17	27	17	1
10	6,5	12	2	25
N _j	10	10	10	10
promedio	9,05	21,1	26,5	25,35
N	40			

$$KW = \left[\frac{12}{40(40 + 1)} * [10(9,05^2) + 10(21,10^2) + 10(26,5^2) + 10(25,35^2)] \right] - 3(40 + 1)$$

$$KW = [0,00731707 * 18719,9] - 123$$

$$KW = 136,974512 - 123$$

$$KW_{calculado} = 13,9745$$

5. Decisión

El KW visto en tablas es igual a 5,99 y puesto que se cumple la regla de decisión; es decir el Kruskal-Wallis calculado, que es 13,98 es mayor que el Kruskal-Wallis observado en la tabla; se rechaza la hipótesis nula; es decir que por lo menos una de las muestras no proviene de la misma población o de una población con la misma mediana

6.2.1. Análisis de Varianza (ANOVA)

Décima:

1. Formulación de las hipótesis

Tipo de químico:

$H_0: \alpha_i = 0$ No existe diferencia significativa en la carga de tracción máxima registrada al utilizar el hipoclorito de sodio y alcohol para mejorar la resistencia de unión al esmalte.

$H_a: \alpha_j \neq 0$ Existe diferencia significativa en la carga de tracción máxima registrada al utilizar el hipoclorito de sodio y alcohol para mejorar la resistencia de unión al esmalte.

Tipo de luz

$H_0: \beta_i = 0$ No existe diferencia significativa en la carga de tracción máxima registrada al utilizar la luz LED o halógena.

$H_a: \beta_j \neq 0$ Existe diferencia significativa en la carga de tracción máxima registrada al utilizar la luz LED o halógena.

2. Definir el estadístico de prueba

Tipo de químico.

$$F_C = \frac{CME}{CMR}$$

Tipo de luz

$$F_C = \frac{CMB}{CMR}$$

3. Criterio de decisión

si $F_C \geq F_{T,\alpha,v_1,v_2} \Rightarrow$ Rechazo la H_0

4. Cálculos

Tabla 13

Análisis de Varianza para tracción - Suma de Cuadrados Tipo III

<i>Fuente</i>	<i>Suma de Cuadrados</i>	<i>G</i> <i>l</i>	<i>Cuadrado Medio</i>	<i>Razó</i> <i>n-F</i>	<i>Valor-P</i>
EFFECTOS PRINCIPALES					
	1795,6	1	1795,6	3,44	0,071
A:compuesto_quimico					6
B:luz	5152,9	1	5152,9	9,88	0,0033
RESIDUOS	19305,4	3	521,768		
		7			
TOTAL (CORREGIDO)	26253,9	3			
		9			

Todas las razones-F se basan en el cuadrado medio del error residual.

La tabla ANOVA descompone la variabilidad de cizallamiento en contribuciones debidas varios factores. La contribución de cada factor se mide eliminando los efectos de los demás factores. Los valores-P prueban la significancia estadística de cada uno de los factores. Puesto que un valor-P es menor que 0,05, este factor tiene un efecto estadísticamente significativo sobre cizallamiento con un 95,0% de nivel de confianza.

El f visto en tablas es igual a 4,1055

5. Decisión

Tipo de químico

Como f calculado es= 3,44 y el f visto en tablas es 4,1055 ($3,44 \leq 4,11$; no se cumple la regla de decisión) acepto la hipótesis nula.

Es decir que no existe diferencia significativa en la carga de tracción máxima registrada al utilizar el hipoclorito de sodio y alcohol a 72° para mejorar la resistencia de unión al esmalte.

Tipo de luz

Como f calculado es= 9,88 y el f visto en tablas es 4,1055 ($9,88 \geq 4,11$; se cumple la regla de decisión) rechazo la hipótesis nula.

Es decir que existe diferencia significativa en la carga de tracción máxima registrada debido al tipo de luz.

6.3. RECOLECCIÓN DE DATOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO DEL ESTEREOMICROSCOPIO

6.3.1. ALCOHOL-LED

Tabla 14.

Recolección de datos del grupo Alcohol-LED

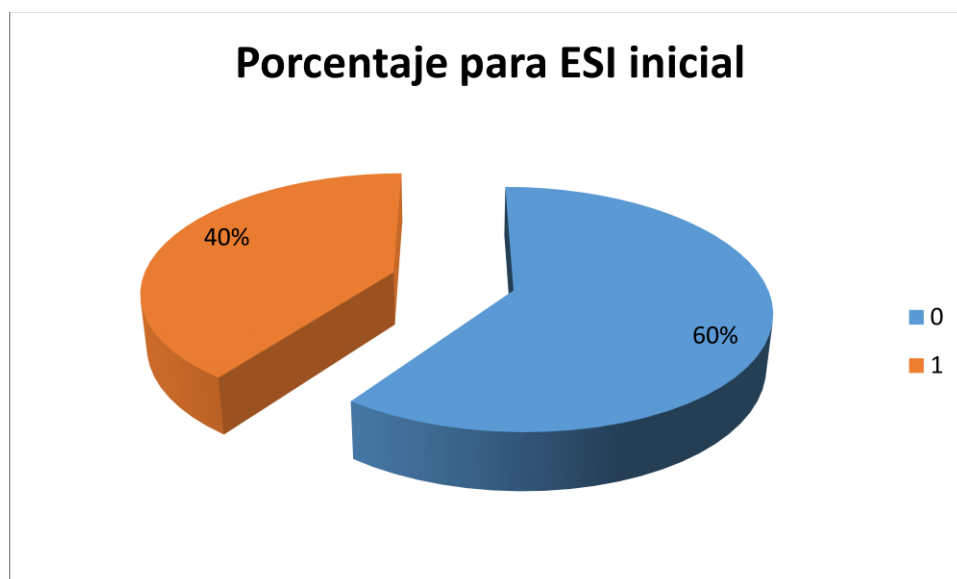
ALCOHOL-LED		
Id	ESI INICIAL	ESI FINAL
1	0	0
2	1	0
3	0	0
4	1	0
5	0	0
6	0	1
7	0	1
8	1	0

9	1	0
10	0	1

Tabla 15.

Análisis para ESI inicial Grupo A

	ESI INICIAL	%
0	6	60%
1	4	40%
Total	10	100%

**Figura 23:** Análisis índice ESI inicial

Dentro del grupo 1 se puede observar que inicialmente la mayoría de piezas dentales se ubicaban en la escala 0 (60% que representan a 6 piezas dentales); es decir que contaban con una superficie perfecta; por otro lado, el 40% (4 piezas dentales) evidencian una superficie regular (escala 1).

Tabla 16.

Análisis para ESI final Grupo A

	ESI	%
	FINAL	
0	7	70%
1	3	30%
Total	10	100%

Porcentaje para ESI final

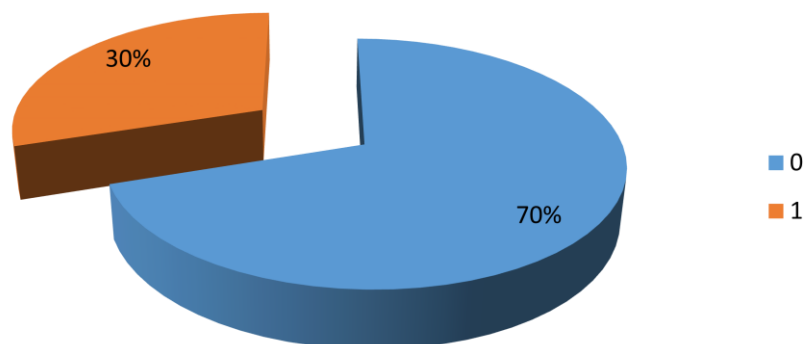


Figura 24: Análisis índice ESI final

Dentro del grupo 1 se puede observar que luego de la remoción de la resina para brackets, el mayor porcentaje de piezas dentales se ubicaban en la escala 0 (70% que representan a 7 piezas dentales); es decir que cuentan con una superficie perfecta; por otro lado, el 30% (3 piezas dentales) evidencian una superficie regular (escala 1).

6.3.2. HIPOCLORITO-LED

Tabla 17.

Recolección de datos del grupo Hipoclorito-LED

HIPOCLORITO-LED		
Id	ESI INICIAL	ESI FINAL
1	3	1
2	0	0
3	1	0
4	1	2
5	0	2
6	0	2
7	0	2
8	1	0
9	2	4
10	2	3

Tabla 18.

Análisis para ESI inicial Grupo B

	ESI	%
INICIAL		
0	4	40%
1	3	30%
2	2	20%
3	1	10%
Total	10	100%

Porcentaje para ESI inicial

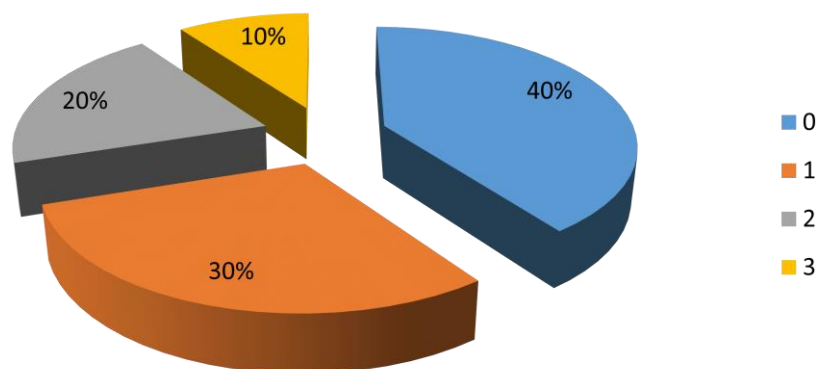


Figura 25: Análisis índice ESI inicial

Dentro del grupo 2 se puede observar que inicialmente la mayoría de piezas dentales se ubicaban en la escala 0 (40% que representan a 4 piezas dentales); es decir que contaban con una superficie perfecta; por otro lado, el 30% (3 piezas dentales) evidencian una superficie regular (escala 1), también se observan 20% de piezas (2 unidades) que inicialmente tenían una superficie aceptable(escala 2) y finalmente con una superficie defectuosa (escala 3) se detecta 1 pieza dental, equivalente al 10%.

Tabla 19.

Análisis para ESI final Grupo B

	ESI	%
FINAL		
0	3	30%
1	1	10%
2	4	40%
3	1	10%
4	1	10%
Total	10	100%

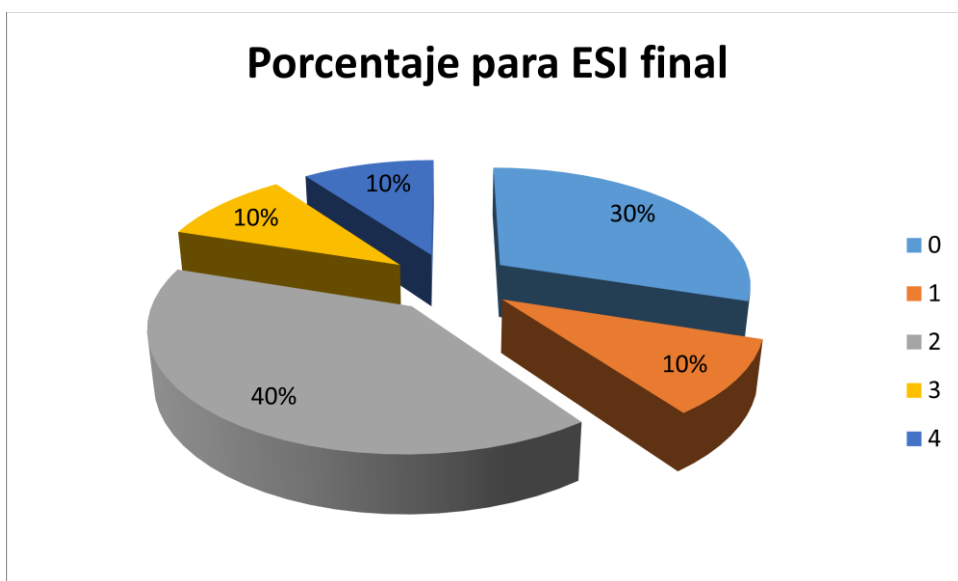


Figura 26: Análisis índice ESI final

Dentro del grupo 2 se puede observar que luego de la remoción de la resina para brackets, el mayor porcentaje de piezas dentales se ubicaban en la escala 2 (40% que representan a 4 piezas dentales); es decir que cuentan con una superficie aceptable; por otro lado, el 30% (3 piezas dentales) evidencian una superficie perfecta (escala 0), finalmente para las superficies perfectas, defectuosas e inaceptables (escalas 1,3 y 4) se detecta 1 pieza dental, equivalente al 10%.

6.3.3. ALCOHOL-HALÓGENA

Tabla 20.

Recolección de datos del estereomicroscopio Alcohol-Halógena

ALCOHOL-HALÓGENA		
Id	ESI INICIAL	ESI FINAL
1	0	1
2	1	2
3	0	2

4	0	0
5	0	0
6	0	0
7	0	0
8	1	0
9	1	0
10	0	1

Tabla 21.

Análisis para ESI inicial Grupo C

	ESI	%
	INICIAL	
0	7	70%
1	3	30%
Total	10	100%

Porcentaje para ESI inicial

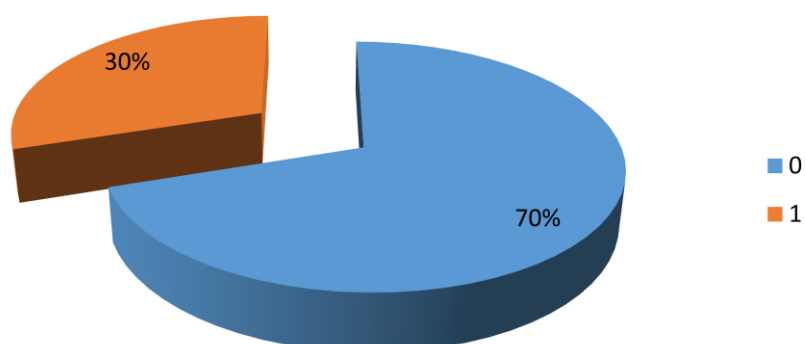


Figura 27: Análisis índice ESI final

Dentro del grupo 3 se puede observar que inicialmente la mayoría de piezas dentales se ubicaban en la escala 0 (70% que representan a 7 piezas dentales); es decir que contaban con una superficie perfecta; por otro lado, el 30% (3 piezas dentales) evidencian una superficie regular (escala 1).

Tabla 22.

Análisis para ESI final Grupo C

	ESI	%
FINAL		
0	6	60%
1	2	20%
2	2	20%
Total	10	100%

Porcentaje para ESI final

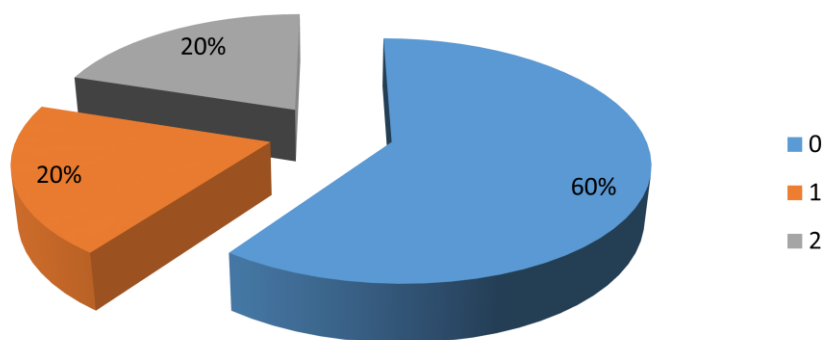


Figura 28: Análisis índice ESI final

Dentro del grupo 3 se puede observar que luego de la remoción de la resina para brackets, el mayor porcentaje de piezas dentales se ubicaban en la escala 0 (60% que representan a 6 piezas dentales); es decir que cuentan con una

superficie perfecta; por otro lado, el 20% (2 piezas dentales) evidencian una superficie regular (escala 1), finalmente con una superficie aceptable (escala 2) se detectan 2 piezas dentales, equivalente al 20%.

6.3.4. HIPOCORITO-HALOGENA

Tabla 22.

Recolección de datos del esteromicroscopio

HIPOCORITO-HALOGENA		
Id	ESI INICIAL	ESI FINAL
1	1	4
2	0	0
3	2	0
4	1	2
5	2	1
6	0	3
7	0	4
8	1	2
9	1	0
10	0	1

Tabla 23.

Análisis para ESI inicial Grupo D

	ESI	%
	INICIAL	
0	4	40%
1	4	40%
2	2	20%
Total	10	100%

Porcentaje para ESI inicial

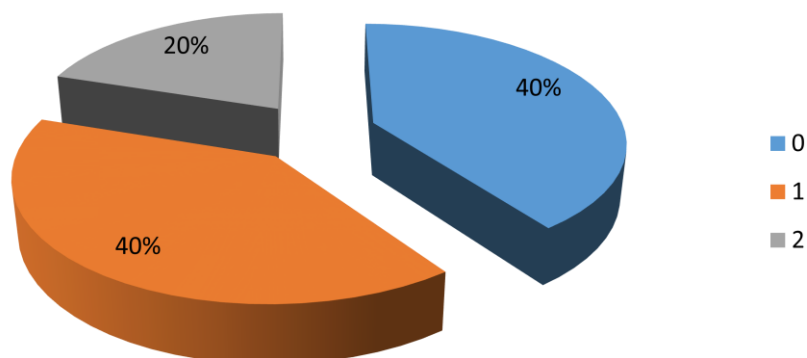


Figura 29: Análisis índice ESI inicial

Dentro del grupo 4 se puede observar que inicialmente la mayoría de piezas dentales se ubicaban igualmente en la escala 0 y escala 1 (40% que representan a 4 piezas dentales); es decir que contaban con una superficie perfecta; por otro lado, el 20% (2 piezas dentales) evidencian una superficie aceptable (escala 2).

Tabla 24.

Análisis para ESI final Grupo D

	ESI	%
FINAL		
0	3	30%
1	2	20%
2	2	20%
3	1	10%
4	2	20%
Total	7	100%

Porcentaje para ESI final

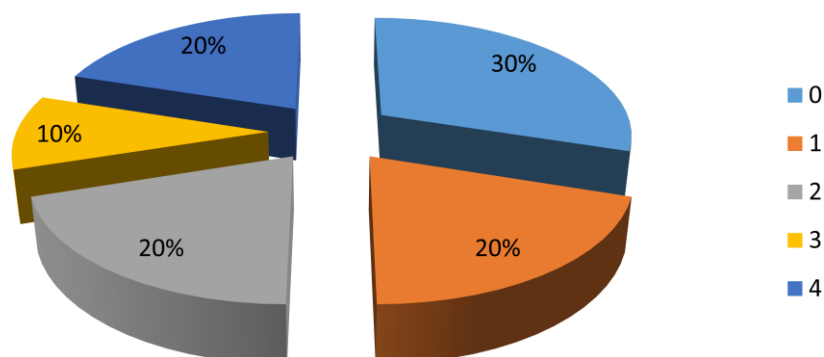


Figura 30: Análisis índice ESI final

Dentro del grupo 2 se puede observar que luego de la remoción de la resina para brackets, el mayor porcentaje de piezas dentales se ubicaban en la escala 0 (30% que representan a 3 piezas dentales); es decir que cuentan con una superficie perfecta; por otro lado, el 20% (2 piezas dentales) evidencian superficies regular, aceptable e inaceptable (escalas 1, 2 y 4), finalmente con una superficie defectuosa (escala 3) se detecta 1 pieza dental, equivalente al 10%.

6.3.5. PRUEBA DE CHI-CUADRADO DE LA TOPOGRAFÍA INICIAL DE LOS GRUPOS A Y B (ESI INICIAL)

Tabla 25.

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	gl	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	2,014	3	,570

Razón de verosimilitudes	2,370	3	,499
Asociación lineal por lineal	,000	1	1,000
N de casos válidos	10		

En la prueba de chi-cuadrado se comprobó que existe relación entre los valores de la topografía inicial del esmalte (ESI inicial) del grupo A y los del grupo B ya que la significancia es mayor que 0,05. (las variables están relacionadas y la una depende de la otra)

6.3.6. PRUEBA DE CHI-CUADRADO DE LA TOPOGRAFÍA INICIAL DE LOS GRUPOS A Y C (ESI INICIAL)

Tabla 26.

Pruebas chi-cuadrado

	Valor	GI	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	6,429	1	,011
Corrección por continuidad^b	3,353	1	,067
Razón de verosimilitudes	7,719	1	,005
Estadístico exacto de Fisher			
Asociación lineal por lineal	5,786	1	,016
N de casos válidos	10		

En la prueba de chi-cuadrado se comprobó que no existe relación entre los valores de la topografía inicial del esmalte (ESI inicial) del grupo A y los del grupo C ya que la significancia es menor que 0,05.

6.3.7. PRUEBA DE CHI-CUADRADO DE LA TOPOGRAFÍA INICIAL DE LOS GRUPOS A Y D (ESI INICIAL)

Tabla 27.

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	Gl	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	3,750	2	,153
Razón de verosimilitudes	4,463	2	,107
Asociación lineal por lineal	,027	1	,870
N de casos válidos	10		

En la prueba de chi-cuadrado se comprobó que existe relación entre los valores de la topografía inicial del esmalte (ESI inicial) del grupo A y los del grupo D ya que la significancia es mayor que 0,05. (las variables están relacionadas y la una depende de la otra)

6.3.8. PRUEBA DE CHI-CUADRADO DE LA TOPOGRAFÍA INICIAL DE LOS GRUPOS B Y C (ESI INICIAL)

Tabla 27.

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	Gl	Sig. asintótica
--	-------	----	--------------------

			(bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	,873	3	,832
Razón de verosimilitudes	1,127	3	,771
Asociación lineal por lineal	,000	1	1,000
N de casos válidos	10		

En la prueba de chi-cuadrado se comprobó que existe relación entre los valores de la topografía inicial del esmalte (ESI inicial) del grupo B y los del grupo C ya que la significancia es mayor que 0,05. (las variables están relacionadas y la una depende de la otra)

6.3.9. PRUEBA DE CHI-CUADRADO DE LA TOPOGRAFÍA INICIAL DE LOS GRUPOS B Y D (ESI INICIAL)

Tabla 28.

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	Gl	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	6,875	6	,333
Razón de verosimilitudes	10,008	6	,124
Asociación lineal por lineal	,161	1	,688
N de casos válidos	10		

En la prueba de chi-cuadrado se comprobó que existe relación entre los valores de la topografía inicial del esmalte (ESI inicial) del grupo B y los del grupo D ya que la significancia es mayor que 0,05. (las variables están relacionadas y la una depende de la otra)

6.3.10. PRUEBA DE CHI-CUADRADO DE LA TOPOGRAFÍA INICIAL DE LOS GRUPOS C Y D (ESI INICIAL)

Tabla 29.

Pruebas de chi-cuadrado

	Valor	Gl	Sig. asintótica (bilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	1,667	2	,435
Razón de verosimilitudes	2,173	2	,337
Asociación lineal por lineal	,122	1	,726
N de casos válidos	10		

En la prueba de chi-cuadrado se comprobó que existe relación entre los valores de la topografía inicial del esmalte (ESI inicial) del grupo C y los del grupo D ya que la significancia es mayor que 0,05. (las variables están relacionadas y la una depende de la otra)

6.4. ANÁLISIS DE LA RELACIÓN ENTRE ESI INICIAL Y ESI FINAL

Tabla 30.

Grupo A

	esi final alcohol y led	Total

		superficie perfecta	superficie regular	
esi inicial	superficie perfecta	3	3	6
alcohol y led	superficie regular	4	0	4
Total		7	3	10

En el recuento de las unidades de la muestra del grupo A, se analizó la relación entre la topografía inicial y final y se obtuvo que de las piezas dentales que iniciaron con superficie perfecta: 3 terminaron de la misma forma y 3 con una superficie regular; de aquellos que empezaron con una superficie regular: 4 terminaron con la superficie perfecta.

Tabla 31.

Grupo B

		Total			
		superficie aceptable	superficie defectuosa	superficie inapetible	
esi inicial	superficie perfecta	3	0	0	4
hipoclorito y led	superficie regular	1	0	0	3
	superficie aceptable	0	1	1	2
	superficie defectuosa	0	0	0	1
Total		4	1	1	10

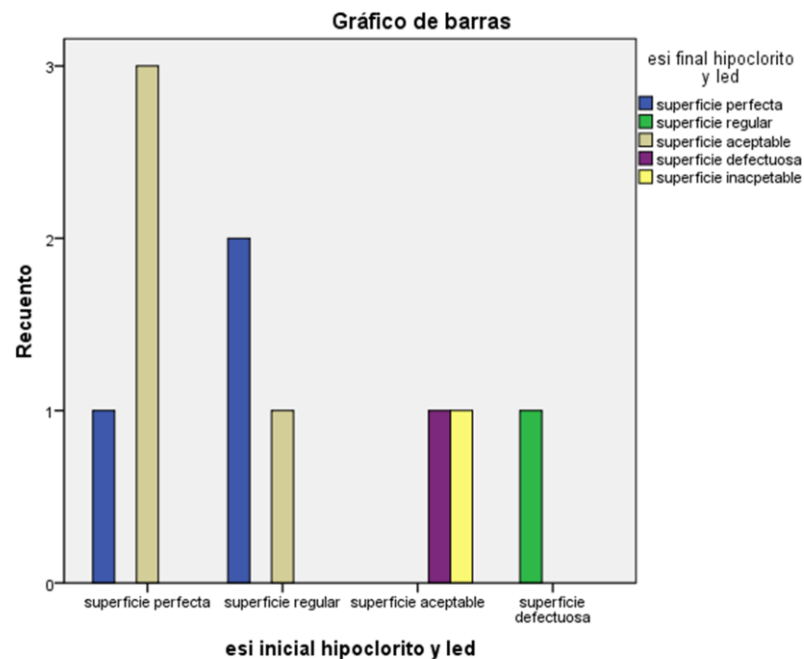


Figura 31: Análisis índice ESI inicial HIPOCLORITO-LED

En el recuento de las unidades de la muestra del grupo B, se analizó la relación entre la topografía inicial y final y se obtuvo que de las piezas dentales que iniciaron con superficie perfecta: 1 terminó de la misma forma y 3 con una superficie aceptable.

De aquellos que empezaron con una superficie regular: 2 terminaron con la superficie perfecta y uno con la superficie aceptable; de los que iniciaron con una superficie aceptable: 1 terminó con la superficie defectuosa y 1 con una superficie inapetible.

Finalmente de aquellos que iniciaron con una superficie defectuosa uno terminó con la superficie regular.

Tabla 31
Grupo C

		esi final alcohol y halógena			Total
		superficie perfecta	superficie regular	superficie aceptable	
esi inicial alcohol y halogena	superficie perfecta	4	2	1	7
	superficie regular	2	0	1	3
Total		6	2	2	10

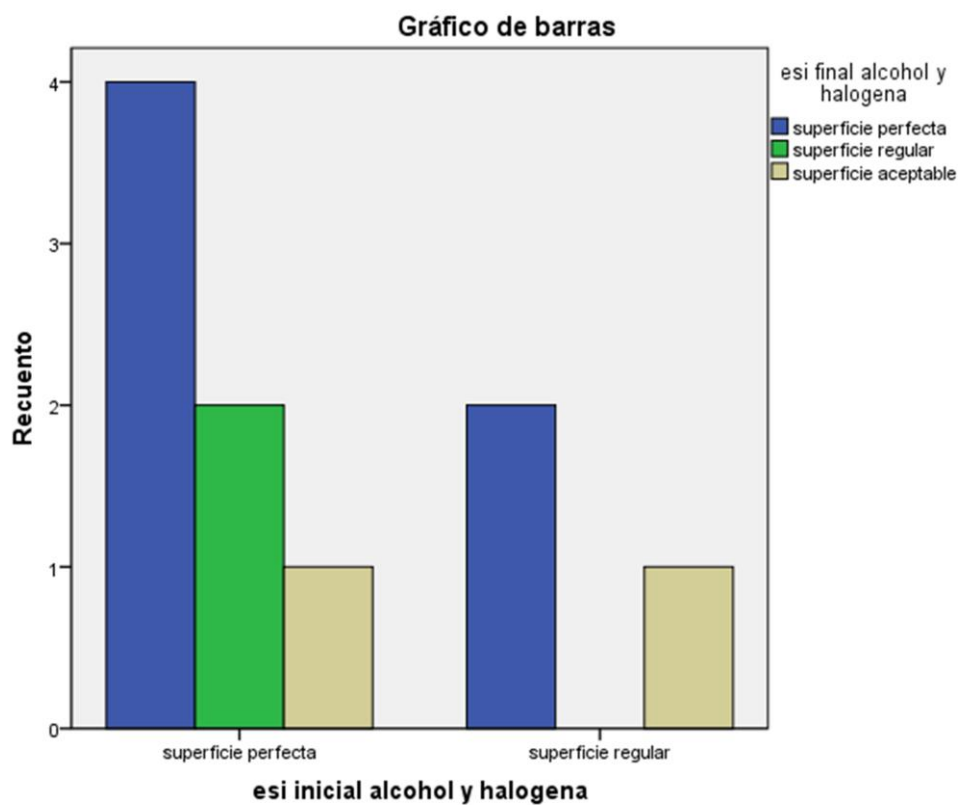


Figura 32: Análisis índice ESI inicial ALCOHOL-HALOGENA.

Tabla 32.

Grupo D

		esi final hipoclorito y halógena					Total
		superficie perfecta	superficie regular	superficie aceptable	superficie defectuosa	superficie inapetible	
esi inicial hipoclorito y halógena	superficie perfecta	1	1	0	1	1	4
	superficie regular	1	0	2	0	1	4
	superficie aceptable	1	1	0	0	0	2
Total		3	2	2	1	2	10

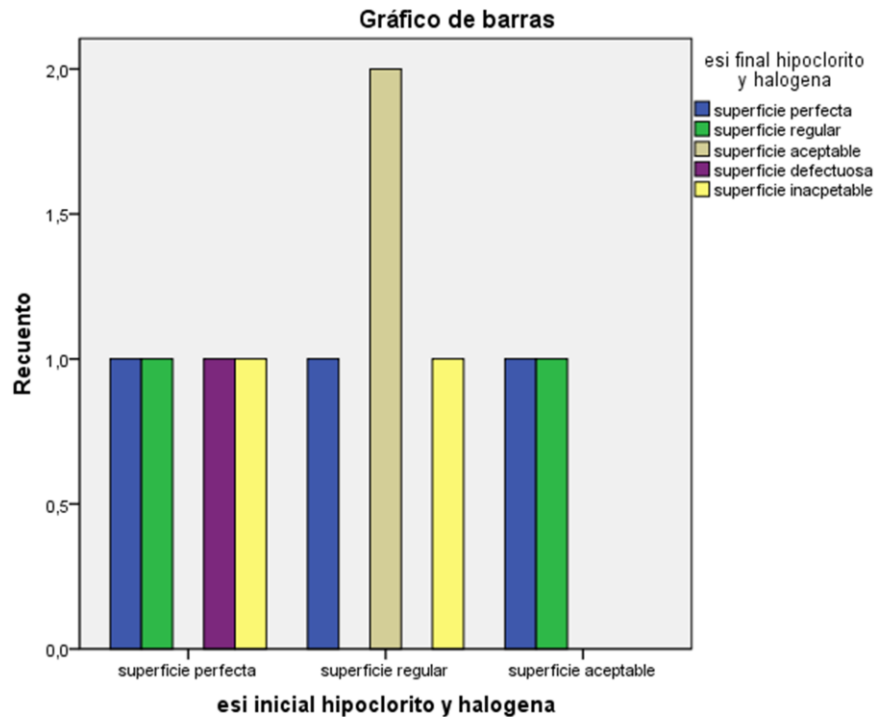


Figura 33: Análisis índice ESI inicial hipoclorito-HALOGENA

En el recuento de las unidades de la muestra del grupo D, se analizó la relación entre la topografía inicial y final y se obtuvo que de las piezas dentales que iniciaron con superficie perfecta: una terminó de la misma forma, una con una superficie regular, una con la superficie defectuosa y una con la superficie inaceptable; de aquellos que empezaron con una superficie regular: 1 terminó con la superficie perfecta, dos con la superficie aceptable y uno con la superficie inaceptable; de aquellos que iniciaron con una superficie aceptable: uno terminó con una superficie perfecta y uno con la superficie regular.

CAPÍTULO VII

7. DISCUSIÓN

En el presente estudio se pretendió evaluar el comportamiento de los brackets metálicos en el momento del descementado, tomando en cuenta la fuerza necesaria para lograr la separación del bracket de la superficie del esmalte, el tipo de luz que se utilizó para polimerizar la resina, es decir luz halógena convencional o luz LED, el material con el que se desinfectó la superficie adamantina antes de hacer la cementación de los brackets, es decir hipoclorito de sodio al 2,5% o alcohol a 72°, los restos de adhesivo remanente en la superficie del esmalte y adicionalmente se evaluó la pérdida de esmalte total luego de la decementación del bracket por medio de la prueba de cizallamiento y esto a su vez siendo observado por el estereomicroscopio.

Uno de los adhesivos ortodóncicos más utilizados es el compuesto de resina curado por luz y, por lo tanto, existe la necesidad de una unidad de curado de luz eficaz para realizar la unión ortodóncica. Actualmente, hay una variedad de tipos de unidades de curado disponibles en el mercado y entre ellos hay: cuarzo tungsteno de halógeno (QTH) o luz halógena convencional y diodos emisores de luz (LED). Las lámparas de curado de halógeno de tungsteno de cuarzo tradicionalmente han sido las más usadas por los odontólogos (Nomoto 1997, Rugala y Yelampalli, 2010).

Los LEDs están ganando popularidad sobre las unidades de QTH debido a una mayor eficiencia, ligereza, resistencia a los golpes (Mills et al., 1999, Burgess et al., 2002, Oyama et al., 2004, Yazici et al., 2007, Lynch 2008, Rachala y Yelampalli 2010, Sherwood, 2010). Hay varias maneras de evaluar la eficiencia de una unidad de fotopolimerización y algunas de ellas son: resistencia a la adherencia por corte, grado de conversión y tiempos de curado.

Mientras que estudios previos compararon la resistencia a la unión por cizallamiento (Oesterle et al., 2001, Pettemerides et al., 2001, Sfondrini et al., 2001, Evans et al., 2002, Klocke et al., 2002, Sfondrini et al., 2002, Bishara et

al. Ustey et al., 2004, Gronberg et al, 2006, Signorelli et al., 2006, Palomares et al., 2008, Di Nicolo et al., 2010, Rachala y Yelampalli 2010, Retamoso et al., 2010, Dall'igna et al., 2011) (Thind et al., 2006, Ulusoy et al., 2008)

La tasa de los brackets polimerizados con luz halógena convencional no fue estadísticamente diferente de la de los brackets polimerizados con luz LED. Es importante mencionar que en este estudio no evaluamos la edad o el sexo de las personas a las cuales que les extrajeron los premolares, debido a que estudios previos no encontraron diferencias significativas en cuanto a edad, tipo de maloclusión o sexo (Oesterle, L.J., Messersmith, M., Devine, SM., 2005).

Pocos estudios clínicos se han llevado a cabo para evaluar el rendimiento clínico de brackets unidos con una resina fotocurados con halógena o luz LED. Estudios de laboratorio previos sobre la resistencia de unión de brackets fotocurados con LED no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre la luz convencional y el LED (Usumez, S., Buyukyilmaz, T., Karaman, AI., 2004).

Según los informes de laboratorio, los LEDs tienen mejor energía luminosa (Yap, AUJ., Senevirante, C., 2001). La energía requerida para generar la cantidad de radicales necesaria para la polimerización de la resina era menor que la cantidad de energía liberada por la luz halógena. (Mills, RW., Jandt, KD., Ashworth, SH., 1999) también encontraron que la profundidad de penetración del LED era 95%, y que este método consumía menos energía. Dunn y Bush (2002) concluyeron que había una buena absorción de luz con un sistema de LED y no encontraron diferencias significativas entre los aparatos LED y los halógenos. Sin embargo, la luz halógena. No se observaron diferencias significativas en la resistencia de unión entre halógenos y aparatos LED, en diferentes momentos de polimerización (6 s y 20 s).

Aunque el autor no observó diferencias significativas en el LED en comparación con el halógeno se recomienda utilizar un LED de segunda generación. (Silta., 2008)

Bishar et al. informaron que en los primeros 30 minutos después de la unión, LED y halógeno produjeron enlaces similares. En decir, la luz LED permite al odontólogo curar simultáneamente dos soportes sin ningún efecto sobre la resistencia de la unión, de modo que el tiempo total requerido se reduce a la mitad (Bishar et al. 2003). Swanson et al. estudiaron la resistencia a la adherencia por cizallamiento en brackets unidos al esmalte y fotopolimerización por LED y luz halógena convencional. Los autores informaron que, entre los aparatos probados, la menor resistencia de unión resultó del uso de la luz halógena durante 10 y 40 segundos; La mayor fuerza de unión resultó del uso del LED. Estos resultados fueron diferentes de los resultados reportados por Wendle, en el estudio de ambas luces informó que el halógeno produce lazos más fuertes que LED. Es posible que estos resultados reflejen el uso de halógenos potentes en comparación con los LED de primera generación. (Wendl, B., Droschl, H., 2004)

Reynolds sugiere que la mínima fuerza adhesiva que se requiere para la mayoría de las necesidades ortodóncicas clínicas es de 5.9 – 7.8 MPa (Reynolds, 1979). Otros estudios sugieren una fuerza adhesiva entre 7.5 y 10 MPa (Fox, McCabe, & Buckley, 1994); pero casi todos los estudios concuerdan que la fuerza mínima que se necesita para mantener adherido el bracket al diente es de 8 MPa; por lo que la fuerza adhesiva debe ser de 8 MPa o mayor (Al-Saleh & El-Mowafy, 2010) (Lopez, 1989).

Los resultados de la fuerza adhesiva en nuestro estudio son para el grupo de Alcohol 72°-LED es de 7,74 MPa; para el grupo de Hipoclorito de Sodio al 2,5% es de 9,35 MPa; para el grupo de Alcohol 72°- Halógena es de 10,07 MPa; y, para el grupo de Hipoclorito de sodio al 2,5%- Halógena es de 10,52 MPa. Estos valores concuerdan con lo establecido por Reynolds, por lo tanto, tales valores son considerados exitosos. (Egan, Alexander, & Cartwright, 1996).

La fuerza masticatoria es la fuerza generada entre ambas arcadas, fundamentalmente producto de la contracción isométrica de los músculos elevadores mandibulares. Gysi y Fick determinaron que la fuerza masticatoria máxima anatómica (FMMA) es de 210 – 400 Kg. La FMMA es la potencia contráctil máxima de los músculos elevadores, la cual se calcula en base a la relación entre la fuerza desarrollada en un músculo, dividida para una unidad de área transversal muscular. Gysi y Fick afirman que 1 cm² de área transversal muscular desarrolla entre 5 y 12 Kg de fuerza (Iturriaga, 2000) (Alfaro, Ángeles, Osorno, Nuñez, & Romero, 2012).

Por otro lado, también existe la fuerza masticatoria máxima funcional, la cual corresponde a la contracción voluntaria máxima de ambas arcadas y produce una fuerza entre 60 y 70 Kg (Díaz, 2001) (Alfaro, Ángeles, Osorno, Nuñez, & Romero, 2012). También existe otro tipo de fuerza llamada fuerza habitual de masticación, la cual corresponde a la fuerza interoclusal ejercida durante el proceso masticatorio normal y sus valores fluctúan entre 10 y 20 Kg (Iturriaga, 2000).

En comparación con los resultados obtenidos en este trabajo, se puede afirmar que todas las muestras (diente + bracket cementado) resistieron a fuerzas entre 9,25 Kg y 18,46 Kg; coincidiendo con los valores óptimos para la fuerza masticatoria máxima funcional y la fuerza habitual de masticación.

Durante la experimentación en la máquina de fuerzas universales MTS, se observó que ambos brackets tienen la misma tendencia de comportamiento. Los resultados de la fuerza de cizallamiento en Newtons y kilogramos fuerza no fueron muy variables; debido a que se obtuvieron cifras entre 81 – 181 N y entre 9,25 – 18,46 kg.

En cuanto al uso de hipoclorito y alcohol, en este estudio demostró que sea que se polimerice con la luz LED o halógena, los premolares que fueron

previamente acondicionados con hipoclorito de sodio al 2,5% demostraron resistir de mejor manera a la prueba de cizallamiento, teniendo un desprendimiento promedio en megapascales de 9,35 MPa con la luz LED, a diferencia del alcohol a 72° con la luz LED que nos dio valores por debajo de los del hipoclorito con un desprendimiento promedio de 7,74 MPa. En los resultados obtenidos con luz halógena tuvimos los mismos resultados que con la luz LED, es decir el hipoclorito resultó ser más resistente que el alcohol a la prueba de cizallamiento, dando los siguientes resultados en megapascales, el hipoclorito con luz halógena nos dio un valor de 10,52 MPa; y con poca diferencia, pero de igual manera por debajo de los valores del hipoclorito tenemos al alcohol con luz halógena que nos dio un desprendimiento promedio de 10.07 MPa. Cabe mencionar que en todas las piezas se respetó los mismos tiempos de grabado ácido, de lavado, de secado y de tiempos de exposición a las diferentes fuentes de luz antes mencionadas.

Hablando ahora del microscopio, se pudo observar mucho más daño en la superficie adamantina del esmalte en los premolares que fueron acondicionados con hipoclorito de sodio al 2,5%, mientras que los que fueron acondicionados con el alcohol a 72° demostraron quedar con un esmalte mucho más sano, casi sin rayones y con daños menores en su superficie adamantina.

Esto nos indica que a pesar de que los dientes que fueron acondicionados con hipoclorito así sea polimerizado con luz LED o halógena demostraron ser más resistentes en cuanto a fuerza, es decir fueron más resistentes a la prueba de cizallamiento que los acondicionados con alcohol, pero el daño que se provoca en la superficie adamantina es mayor con el hipoclorito que con el alcohol.

CAPITULO VIII

8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

8.1. CONCLUSIONES

La hipótesis no fue comprobada, ya que los brackets polimerizados con luz LED no tienen mayor fuerza adhesiva que los brackets polimerizados con la luz halógena frente a la fuerza de cizallamiento.

Los brackets polimerizados con luz LED y luz halógena tienen una fuerza adhesiva similar ante una fuerza de cizallamiento; por lo tanto, no tienen diferencias estadísticamente significativas.

La fuerza adhesiva en los brackets cuyas piezas fueron acondicionados con hipoclorito de sodio al 2,5% es más fuerte entre el adhesivo que la de los brackets cuyas piezas fueron acondicionadas con alcohol a 72°; por lo que, al aplicar la fuerza de cizallamiento se produce la desunión entre la superficie del esmalte y el sistema adhesivo; pero las del hipoclorito presentan mayor fuerza al desprendimiento que la del alcohol.

Todas las muestras de brackets, sometidas a una prueba de cizallamiento, generan una fuerza adhesiva clínicamente aceptable.

La fuerza mínima que resistió el diente acondicionado con hipoclorito de sodio al 2,5% y el bracket polimerizado con luz LED en este estudio fue 10.40 Kg y la máxima fue 16,52 Kg.

La fuerza mínima que resistió el diente acondicionado con hipoclorito de sodio al 2,5% y el bracket polimerizado con luz halógena en este estudio fue 10.40 Kg y la máxima fue 16,52 Kg.

La fuerza mínima que resistió el diente acondicionado con alcohol a 72° y el bracket polimerizado con luz LED en este estudio fue 9.08 Kg y la máxima fue 12,13 Kg.

La fuerza mínima que resistió el diente acondicionado con alcohol a 72° y el bracket polimerizado con luz halógena en este estudio fue 8.97 Kg y la máxima fue 17,54 Kg.

Los premolares acondicionados con hipoclorito presentan índices ESI más elevados que los índices ESI de los acondicionados con alcohol.

Los brackets acondicionados con hipoclorito muestran mayor resistencia a la prueba de cizallamiento que los acondicionados con alcohol.

La luz LED es una muy buena alternativa para el operador ya que puede ahorrar mucho tiempo al momento de trabajar, son más cómodas de usar por su tamaño y son inalámbricas.

8.2. RECOMENDACIONES

Descontinuar el uso del hipoclorito de sodio al 2,5% para acondicionar el diente antes de cementar lo brackets, debido al daño que provoca sobre la superficie del esmalte.

Es importante que todos los profesionales de la salud se mantengan actualizados, realicen más estudios de investigación, ya que se trata de materiales e instrumentos que se usa con pacientes, y sobre todo realizar todos los trabajos que se hagan con conocimiento, sustento científico y sobre todo con responsabilidad.

Usar lámparas de luz LED ya que reducen el tiempo de trabajo y pueden ser muy útiles al momento de atender a los niños

Es mejor para la superficie del esmalte que hagamos el acondicionamiento con alcohol a 72°.

REFERENCIAS

- Abdelnaby, Y., & El Saeid, E. (2010). Effect of early orthodontic force on shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 208-214.
- Aguirre, M., King, G., & Waldron, J. (1982). Assessment of bracket placement and bond strength when comparing direct bonding to indirect bonding techniques. *American Journal of Orthodontics*, 269-276.
- Alfaro, P., Ángeles, F., Osorno, M., Nuñez, J., & Romero, G. (2012). Fuerza de mordida: su importancia en la masticación, su medición y sus condicionantes clínicos. Parte I. *REVISTA ADM*, 53-57.
- Al-Saleh, M., & El-Mowafy, O. (2010). Bond strength of orthodontic brackets with self-adhesive resin cements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 528-533.
- Anónimo. (2000). American Dental Association Council on Scientific Affairs. American National Standard/American Dental Association Specification No. 32 for Orthodontic Wires. ADA Council on Scientific Affairs.
- Ávalos Espinosa, I., Katagiri, M., & Guerrero Ibarra, J. (2004). Estudio comparativo de la fuerza de adhesión de brackets policristalinos de adhesión química y monocristalinos de adhesión mecánica. *Revista Odontológica Mexicana*, 7-9.
- Ascención, V., Bravo, L., Romero, M., Ortiz, A., & Canteras, M. (2004). Bond strength of brackets bonded with an adhesion promoter. *British Dental Journal*, 482-486.
- Ascención, V., Bravo, L., Romero, M., Ortiz, A., & Canteras, M. (2005). Adhesion promoters: Effects on the bond strength of brackets. *American Journal of Dentistry*, 323-326.

- Barrancos Mooney, J., & Barrancos, P. (2007). *Operatoria Denta: Integración Clínica*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana.
- Ballard RW, Sarkar NK, Irby MC, Armbruster PC, Berzins DW. (2012). Three-point bending test comparison of fiber-reinforced composite archwires to nickel-titanium archwires. *ORTHODONTICS*.
- Bayona, A., Fonseca, M., & Macías, C. (2010). Comparación de la resistencia adhesiva de brackets cementados efectuando o no un pretratamiento al esmalte dental con hipoclorito de sodio al 5,25%. *Especial de ortodoncia Odontos*, 10-17.
- Bishara, S. (2000). Ceramic brackets and the need to develop national standars. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 595-597.
- Blog de WordPress. Recuperado el 29 de octubre de 2013, de Tensión superficial y Capilaridad: <http://fisicablog2012.wordpress.com/fisica/cuarto-periodo/tension-superficial-ycapilaridad/>
- Chalgre, R., Combe, E., & Wahl, A. (2007). Effects of etchants and primers on shear bond strength of a self-ligating esthetic orthodontic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 576-580.
- Comparison of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 617-621. BlogFísica. (2012).
- Dorminey, J., Dunn, W., & Taloumis, L. (2003). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modifies 1-step etchant-and-primer technique. *American Journal of Orthodontics and Dentofavil Orthopedics*, 410-413.
- Fallis DW, Kusy RP. (2000) Variation in flexural properties of photo-pultruded composite archwires: analyses of round and rectangular profiles. *J Materials Science: Materials in Medicine*; 11:683-93.

- Goldberg J, Liebler SAH, Burstone CJ. (2011). Viscoelastic properties of an aesthetic translucent orthodontic wire.
- Gómez de Ferraris, M., & Campos, A. (2009). *Histología, Embriología e Ingeniería tisular bucodental*. México: Editorial Médica Panamericana.
- Gopal R, Fujihara K, Ramakrishna S, Chew C, Kumar GV, Foong KW, Loh P. (2005) Fiber reinforced composite and method of forming the same.
- Hassan, A. (2010). Shear bond strength of precoated orthodontic brackets: An in vivo study. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 41-45.
- Henostroza, G. (2003). *Adhesión en odontología*. Curitiba: Editoria Maio.
- Interlandi, S. (2000). *Ortodoncia: Bases para su iniciación*. Chile: Artes Médicas Latinoamérica.
- Jacobsen, J., & Duncanson, M. (s.f.). *The Ohio State University*. Obtenido de Bonding Orthodontic Brackets: <http://www.dent.ohiostate.edu/courses/d657/BONDING%20ORTHODONTIC%20BRACKETS.doc>
- Kolokitha O-E, Kaklamanos EG, Papadopoulos MA. (2008). Prevalence of nickel hypersensitivity in orthodontic patients: A meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 134:722.e1-722.e12.
- Krishnaswamy NR, Sunitha C. (2007). Light-emitting diode VS halogen light curing of orthodontic brackets:A 15-month clinical study of bond failures. *Am J orthod Dentofacial Orthop.*; 132(4):518-23.
- Lanata, E. J. (2008). *Atlas de Operatoria Dental*. Buenos Aires: Alfaomega Grupo Editor Argentino
- Layman W, Koyama T. (2007). A clinical comparison of LED and halogen curing units. *J Clin Orthod*. 2004;38:385-7.
- Lee, Y., Lim, Y. (2008). Three-dimensional quantification of adhesive remnants on teeth after debonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*;134:556-62

- Liu, J.-K., Chung, C.-H., Chang, C.-Y., & Shiehd, D.-B. (2005). Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 761-765.
- Macorra, J. (1999). La contracción de la polimerización de los materiales restauradores a base de resinas compuestas. *Odontología conservadora*, 24-35.
- Maijer, R. (2005). Corrosion of orthodontic bracket bases. *American Journal Orthodontics* (56): p 43-48
- McLaughlin, R., Bennett, J., Trevisi, H., (2004). *Mecánica sistematizada del tratamiento ortodóncico*. Madrid: Elsevier.
- Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.*;186(8):388-91.
- Mejias, O. (2013). Efecto de un sistema de pulido dental de óxido de aluminio de acuerdo al índice de superficie del esmalte, *Revista latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatría*. CS997. Disponible en: <https://www.ortodoncia.ws/publicaciones/2013/art13.asp>
- Mitiko, F., Mucha, J., Marques, P., Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. (2010). *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Volumen 132. Number 4
- Mojica, J., Ortega, C., Ramírez, J., Vargas, C., & Bastidas, C. (2007). Fuerza de adhesión de brackets descontaminados en sus base con monómero, silano o acetona. *Revista de la Facultad de Odontología*, 9-17.
- Montasser, M., Drummond, J. (2009). Reliability of the Adhesive Remnant Index Score System with Different Magnifications. *Angle Orthodontist*, Vol 79. No. 4 p.773-776.
- Nicolás, A. I. (2010). Estudio in vitro del efecto de diferentes métodos de acondicionamiento del esmalte en el recementado de brackets. Murcia, España: Universidad de Murcia.

- Neslihan A. (2006). Shear Bond Strength of Orthodontic brackets with 3 self – etch adhesives. *AJODO*; (129): 547-50.
- Neslihan A., Arman Ayca., Alev C., Erdem K. (2010). Effect of Resin-removal Methods on Enamel and Shear Bond Strength of rebonded brackets. *Angle Orthodontist* (Vol 76), No 2. Pg 314.
- Nocchi, C. (2010). *Odontología Restauradora*, (2da ed). Buenos Aires: Panamericana.
- Oesterle LJ, Messersmith M, Devine SM, Ness CF. (2010). Light and setting times of visible light cured adhesives. *J Clin Orthod.* ;29(1):31-6.
- Perdigão, J., Frankerberg R., Rosa, B. Breschil, L., (2000). New trend in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent. Nov*;13 (Special No): 25D-30D.
- Petra, S., Ibrahim, N. (2003). Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. *Am J Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*; 123 (5): 540-546.
- Pojan, M. (2010). Estudio in vitro sobre el efecto de tres sistemas de eliminación de resina postremoción de brackets sobre la superficie del esmalte dentario por medio de microscopia óptica. Universidad Latinoamericana de Ciencias y Tecnología, Facultad de Ciencias de la Salud. Panamá (45).
- Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. (2007). *Contemporary Orthodontics*. 4th ed. St. Louis: Mosby.
- Ravindra, N., Sunil. K, (2011). *Terapias Actuales en Ortodoncia*. Madrid: Elseiver
- Rodríguez, E., Casasa, R. (2005). *Ortodoncia Contemporánea: Diagnóstico y Tratamiento*. (2da ed.) Buenos Aires: Amolca.
- Rodríguez, G., De Miranda, C., Machado, S., Brandão, G., De Almeida, H., & Silva, C. (2013). Does the time interval after bleaching influence the

- adhesion of orthodontic brackets. *Korean Journal of Orthodontics.*, 242-247.
- Rosales J. (2003). Los sistemas adhesivos autograbadores. *Labor Dental*; (4): 42-49.
- Rosvall MD, Fields HW, Ziuchkovski J, Rosenstiel SF, Johnston WM. (2009). Attractiveness, acceptability, and value of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 135:276.e1-276.e12.
- Rovira, M. (2006). Lámparas de polimerización: estado actual. Obtenido en línea el 3 de mayo del 2016 de: http://www.infomed.es/rode/index.php?option=com_content&task=view&id=67&Itemid=32
- Ross, M., Pawlina, W.(2008). *Histología: Texto y atlas color con biología celular y molecular.* (5ta ed). Buenos Aires: Panamericana.
- Salazar, J. E. (2001). *Mecánica Básica para estudiantes de ingeniería.* Colombia: Universidad Nacional de Colombia, Sede Manizales.
- Singh, G. (2009). *Ortodoncia: Diagnóstico y Tratamiento* . New Delhi: Amolca.
- Sunna, S., & Rock, W. (2000). Clinical Performance of orthodontic brackets and adhesive systems: A randomized clinical trial. *British Journal of Orthodontics*, 283-287.
- Scougall R., Zarate-Diaz C., Wakamatsu N., Nakagawa T. (2009). Resistencia al descementado de botones linguales colocados con diferentes sistemas adhesivos. *Revista Espanola de Ortodoncia* Vol. 39 No 1.pg 33.
- Turkkahraman H, Kucukesmen HC. (2005). Orthodontic bracket shear bond strengths produced by two High-power light-emitting diode modes and halogen light. *Angle Orthod.*;75(5):854-7.
- Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. (2004). Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater.* 20(1):80-7.

- Uribe Restrepo, G. A. (2010). *Ortodoncia: teoría y clínica*. Medellín: Corporación para investigaciones biológicas: la ciencia al servicio de la vida.
- Usumez S, Buyukyilmaz T, Karaman AI. (2004). Effect of light emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.*;74(2):259-63.
- Valleta R. (2007). Evaluation of the debonding strength of orthodontic brackets using three different bonding systems. *Eur J Orthod*. Dec; 29 (6); 571-7
- Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts P., Vanherle, G., (1994). Morphological Characterization of the interface between resin and sclerotic dentin. *Am J Dent*. (22),141-146.
- Van Meerbeek, B., Perdigão, J., (2002). *Enamel and Dentin Adhesion* (2da ed.) Chicago: Quintessence Publishing
- Vicente, A., & Bravo, L. A. (2007). Shear Bond Strength of Precoated and Uncoated Brackets Using a Self-etching Primer. *The Angle Orthodontist*, 525-528.
- Verstrynge, A., Ghesquiere, A., & Willems, G. (2004). Clinical Comparison of an adhesive precoated vs. an uncoated ceramic bracket system. *Orthod Craniofacial*, 15-20.
- Yi, G., Dunn, W., & Taloumis, L. (2003). Shear bond strength comparison between direct and indirect bonded orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics*, 577-581.
- Zeppieri, I., Chung, C.-H., & Mante, F. (2003). Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 414-419
- Zachrisson, B.U, Artun J. (1979). Enamel surface appearance after various debonding techniques. *Am J. Orthodontic*. Feb 75(2): 121-7.

ANEXOS

ANEXO Nº1
PRESUPUESTO

PRESUPUESTO	
Brackets metálicos	\$40
40 premolares	\$60
2 Kits de cementación del bracket incluido adhesivo, resina y ácido	\$140
Alquiler de la máquina de fuerzas universales MTS	\$350
Impresiones y empastado	\$85
TOTAL	\$675

ANEXO Nº2
CRONOGRAMA

ACTIVIDADES	Septiembre 2016	Octubre 2016	Noviembre 2016	Diciembre 2016	Enero 2017	Febrero 2017
Inscripción del tema	X					
Planificación con el tutor		X				
Prueba piloto			X			
Recolección definitiva de la muestra			X			
Análisis de resultados				X		
Redacción de la discusión				X		
Redacción final					X	
Presentación de borrador					X	
Entrega del empastado						X
Defensa de la Tesis						X

ANEXO N°3

DOCUMENTO ESPE



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

Sangolquí a 20 de Octubre del 2016

Mediante el presente se CERTIFICA que Srta. SUSANA CAROLINA VACA MUÑOZ con CI: 1717766636 realizó pruebas de fuerza de Cizallamiento en Brackets colocados a piezas dentales en el Laboratorio de Mecánica de Materiales de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.

Atentamente



Ing. Francisco Novas
Laboratorista Académico del LMM