



FACULTAD DE POSGRADOS

EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA ADHESIVA DEL CERÓMERO
CEMENTADO CON RESINAS PRECALENTADAS Y CEMENTO DUAL.

Autor

Paul Alexander Quintero Román

Año
2019



FACULTAD DE POSGRADOS

EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA ADHESIVA DEL CERÓMERO
CEMENTADO CON RESINAS PRECALENTADAS Y CEMENTO DUAL.

Trabajo de titulación presentado en conformidad con los requisitos
establecidos para optar por el título de Especialista Médico en Rehabilitación Oral

Profesor Guía

Dra. María Elena Flores Araque.

Autor

Paul Alexander Quintero Román

Año

2019

DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUIA

“Declaro haber dirigido el trabajo, Evaluación de la resistencia adhesiva del cerómero cementado con resinas precalentadas y cemento dual, a través de reuniones periódicas con el estudiante Paul Alexander Quintero Román, en el semestre 2020-00, 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”.

Dra. María Elena Flores Araque.
ESPECIALISTA EN REHABILITACIÓN ORAL
C.I.1713622676

DECLARACIÓN DEL PROFESOR CORRECTOR

"Declaro haber revisado este trabajo, Evaluación de la resistencia adhesiva del cerómero cementado con resinas precalentadas y cemento dual, del estudiante Paúl Alexander Quintero Román, en el semestre 2020-00, dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación"

Dra. Adriana María Benavides Ochoa.
ESPECIALISTA EN IMPLANTOLOGÍA ORAL
C.I.1717173429

DECLARACIÓN DE AUTORIA DEL ESTUDIANTE

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

Od. Paul Alexander Quintero Román

C.I 1716579717

Agradecimientos:

A Dios por darme luz en los días más oscuros y a mis padres por enseñarme el camino correcto.

Dedicatoria:

A mis hijos: Mía, Eydan y Paolo por ser el motor que impulsan mi vida.

RESUMEN

Objetivo: Evaluar la resistencia adhesiva entre el cerómero, cementado con resinas precalentadas y cemento dual. **Introducción:** En la actualidad existen diferentes técnicas para realizar restauraciones de forma indirecta y directa, por sus beneficios hoy en día muchos profesionales prefieren elaborar las restauraciones en forma indirecta, las principales ventajas que estas presentan son, mejor sellado marginal, fácil elaboración de los puntos de contactos y de la morfología oclusal, menor estrés por polimerización y mayor durabilidad de las restauraciones. Existen varios materiales para cementar dichas restauraciones, entre ellos tenemos los cementos duales y las resinas precalentadas. Existen varios estudios que avalan el uso de estos materiales, pero no existe un consenso sobre cuál de ellos proporciona mejores resultados en cuanto a la resistencia adhesiva. **Material y métodos:** Estudio experimental, invitro. Se utilizó una muestra de 20 terceros molares, los cuales fueron divididos en dos grupos (n=10) el primer grupo se utilizó cemento dual y en el segundo grupo resina precalentada. Se realizaron cortes transversales de $1 \pm 0,2 \text{ mm}^2$ por cada muestra para obtener los vástagos y realizar una prueba de microtracción. **Resultados:** La fuerza para que se genere las fracturas adhesivas en los cuerpos de prueba de cerómero cementados con resinas precalentadas fue de 0.055 Mpa (IQR=0,015) y cemento dual fue de 0,038 Mpa (IQR=0,015) con una $p > 0.0001$ es estadísticamente significativa a favor de la resina precalentada. **Conclusiones:** Al comparar la fuerza necesaria para producir fracturas adhesivas en cuerpos de prueba de cerómero cementado con resinas precalentadas y cemento dual se encontró que se necesita mayor fuerza (0,017 Mpa) para romper la unión adhesiva en el grupo de resina precalentada.

Palabras claves: Cerómero, resina precalentada, adhesión, microtracción, incrustación, cemento dual.

ABSTRACT

Objective: Evaluate the adhesive strength between the ceromer, cemented with preheated composite and dual cement. **Introduction:** Nowadays, there are different techniques to perform indirect and direct restorations. However, due to the benefits of indirect restorations, the main advantages that these presents are, better marginal sealing, easy elaboration of de contact point and occlusal morphology, less stress due to polymerizacion and greater durability of the restorations. There are several materials to cement these restorations, including dual cements and preheated composites. There are several studies that support the use of these materials, but there is no consensus regarding which material provides better adhesive strength. **Material and methods:** Experimental study, in-vitro. A sample of 20 third molars was used. The sample was divided into two groups (n = 10); in the first group, dual cement was applied, and in the second group, preheated composite was used. A crosscut of 1 ± 0.2 mm was performed per sample to obtain rods, and perform a microtensile test. **Results:** To generate adhesive fractures in the cemented ceromer samples with preheated composites, a pressure of 0.055 Mpa (IQR=0,015) was needed. While in the cemented ceromer samples with dual cement, a pressure of 0.038 Mpa (IQR=0,015) was required. Results were statistically significant ($p > 0.0001$), supporting the use of preheated composite. **Conclusions:** After comparing the pressure needed to cause adhesive fractures in cemented ceromer samples with preheated composite vs samples with dual cement, it was found that greater pressure (0.017 Mpa) is needed to break the adhesive bond in the preheated composite group.

Keywords: Ceromer, preheated resin, adhesion, microtraction, inlay, dual cement.

INDICE

1. Introducción	1
2. Justificación	3
3. Marco teórico.....	4
3.1 Resinas compuestas	4
3.1.1 Resinas precalentadas	6
3.1.2 Polimerización de composites	7
3.2 Lámparas de fotocurado.....	10
3.2.1 Historia de las lámparas de fotocurado	11
3.2.2 Lámpara de luz halógena de tungsteno.....	12
3.2.3 Lámpara de arco de plasma	13
3.2.4 Led lámparas (diodo emisor de luz).....	13
3.3 Restauraciones indirectas posteriores.....	14
3.3.1 Coronas.....	15
3.3.2 Incrustaciones	16
3.4 Material para restauraciones posteriores.....	18
3.4.1 Cerómero	18
3.4.2 Porcelana	19
3.5 AGENTES CEMENTANTES	20
3.5.1 Transmisión de luz a través de restauraciones indirectas.....	21
3.5.2 Formulación de cementos resinosos	21
3.6 SISTEMAS DE ADHESIVOS.....	22
3.6.1 Incompatibilidad de los cementos de resina y agentes de adhesión.....	24
3.6.2 Incompatibilidad entre la resina y los adhesivos	25
4. Objetivos	26
4.1 Objetivo general:	26
4.2 Objetivos específicos:	26

5. Hipótesis.....	26
5.1 Hipótesis Alternativa:.....	26
5.2 Hipótesis Nula:.....	26
6. Materiales y métodos	27
6.1 Tipo de estudio:	27
6.2 Muestra.....	27
6.3 Criterios de inclusión y exclusión.....	27
6.3.1 Inclusión	27
6.3.2 Exclusión.....	28
6.4 Descripción del método	28
6.4.1 Preparación dentaria	28
6.4.2 Preparación de bloques de cerómero	30
6.4.3 Cementación de los cuerpos de estudio	33
6.4.4 Corte de las muestras.	40
6.4.5 Estudio de Microtracción	43
7. Análisis Estadístico.....	45
8. Resultados.....	46
9. Discusión.....	49
10. Conclusiones	52
11. Recomendaciones	52
11.1.1 Recomendaciones para la investigación	52
11.1.2 Recomendaciones para la práctica clínica.....	53
REFERENCIAS	54

1. Introducción

Las resinas compuestas indirectas se utilizan para fabricar muchos tipos de restauraciones dentales intracoronales y extracoronales, incluyendo inlays, onlays, overlays, material de recubrimiento para restauraciones y dentaduras removibles.

Durante las décadas 1960 y 1990, la primera y la segunda generación de resinas compuestas indirectas fueron desarrolladas para mejorar tanto sus propiedades físicas como mecánicas. Para la segunda generación de resinas compuestas indirectas, se dio un aumento en los rellenos microhíbridos y una disminución en matriz orgánica, estos cambios fueron destinados a mejorar la fuerza mecánica y para disminuir la contracción de la polimerización de estos materiales. (MJ., 2006)

Las restauraciones dentales hechas de resina compuesta indirecta ofrecen algunos beneficios en comparación con las restauraciones de resina compuesta directa, tales como un mejor rendimiento mecánico y una reducción significativa en la contracción de polimerización. Por lo tanto, podrían proporcionar mayor longevidad y mejor estabilidad del color y reducirían la sensibilidad postoperatoria. También es más fácil lograr contactos proximales ideales y morfología anatómica, precisa integridad marginal y estética óptima. (Kogan F, 2006)

En comparación con los materiales cerámicos, las resinas compuestas indirectas presentan una mejor distribución de la tensión, mejor reparabilidad, menor costo y facilidad de manejo. Debido a sus bajos módulos de elasticidad, los materiales de resina compuesta han mostrado una mayor capacidad para absorber fuerzas de carga de compresión y de reducir las fuerzas de impacto que la porcelana.

En los últimos años, las resinas compuestas indirectas han ganado más aceptación, debido a su mayor resistencia al desgaste el cual es similar al diente natural.

Los materiales dentales en los últimos años han evolucionado considerablemente, sobre todo en el sector posterior, dejando de lado las restauraciones con metal, que cada vez se usan menos y dando paso a restauraciones libres de metal, como las cerámicas, cerómeros, resinas, entre otros. El odontólogo actual tiene una gama de cementos a elegir, pero dentro de todos estos tenemos tres tipos de agentes cementantes: los de reacción química o autopolimerizables, los activados por luz o fotopolimerizables y los duales que vendrían a ser por polimerización química y también por luz. (Visuttiwattanakorn, Suputtamongkol, Angkoonsit, Kaewthong, & Charoonanan, 2017)

A inicios de los años 90s, se comenzó a utilizar la resina de restauración como agente cementante. La resina presenta características propias que dan muchas ventajas al compararla con agentes cementantes convencionales, como una precisa integridad marginal con alto contenido de relleno que no se desgasta, se pueden limpiar fácilmente antes de ser polimerizadas, se puede reparar cualquier pequeño defecto y sobre todo son fáciles de pulir y terminar. Así mismo presentan ciertas desventajas que incluyen la dificultad de lograr una capa muy delgada y fluida que no alteren el asentamiento de la restauración en la preparación y que puedan completar la polimerización de esta, sobre todo en el segmento más profundo.

Las restauraciones indirectas estéticas necesitan ser cementadas mediante protocolos adhesivos, para esto se utilizan agentes cementantes resinosos y sus correspondientes esquemas de adhesión a estructuras dentarias. Una de las razones para que se haya dado un desarrollo en este tipo de restauraciones indirectas ha sido justamente por la evolución de los agentes cementantes, los cuales permiten la unión de la restauración al diente preparado, mediante un

proceso de adhesión micromecánica, química o por una combinación de los dos.

El uso de los calentadores de resina tiene como características principales el acondicionar la resina para así poder tener una mayor fluidez, una mejor conversión de polimerización, un mayor alcance de profundidad al polimerizar y la disminución del tiempo de fotopolimerización. (Kogan F, 2006)

2. Justificación

La odontología actual nos provee de un sin número de materiales indicados para cada procedimiento clínico, pero en ocasiones no todos llegan a nuestro país y peor aún a ciertas provincias o sectores rurales, sumado a esto, los elevados costos de los cementos duales, por esta razón surge la idea de este proyecto de investigación, para de esta manera poder usar la resina como una alternativa en la cementación de incrustaciones.

El aporte del presente trabajo pretende resolver en cierta parte dicha problemática, pero también, saber si esta alternativa resulta lo suficientemente eficaz, tanto en su resistencia como en su manejo para poder ser aplicada en la clínica diaria, haciendo una inversión en un calentador de resinas que en corto o mediano plazo será justificado.

3. Marco teórico

3.1 Resinas compuestas

Las resinas compuestas consisten en partículas inorgánicas rodeadas por una matriz orgánica polimérica. La cobertura de las partículas inorgánicas con un enlace químico órgano-silano asegura la matriz de resina con partículas de relleno. Las resinas compuestas se han desarrollado en 1957 por Raphael L. Bowen en respuesta a la necesidad de un material de restauración duradera y estética.

En lugar de utilizar monómeros de cadena corta tales como metacrilato de metilo, Bowen desarrolló un largo reactivo, multifuncional, de la reacción entre monómeros epoxi y vinilo, Bis-GMA. La adición de partículas de cuarzo silanizado a este nuevo material de resina se redujo drásticamente la contracción de polimerización, la expansión térmica y absorción de agua, al mismo tiempo que se aumentó el módulo y dureza superficial. Desde entonces se han logrado muchos avances tecnológicos, lo que lleva a una mejora de las propiedades físicas y mecánicas de los materiales compuestos y la ampliación de su aplicación clínica y de laboratorio. (Peutzfeldt A, 1998)

Actualmente, las resinas compuestas están básicamente compuestas de un monómero multifuncional de cadena larga que se polimeriza consigo mismo y con un diluyente tetrafuncional que resulta en una red reticulada tridimensional. Esta red rodea y une las partículas de cerámica recubiertas con silano. Además de los monómeros, la matriz de resina también tiene otros componentes tales como iniciadores, estabilizadores y pigmentos.

La resina de BIS-GMA Bowen o monómero es el monómero más comúnmente utilizado en odontología y se caracteriza por una molécula larga y rígida con enlaces reactivos dobles de carbono en ambos extremos. La extensa longitud de la contracción de polimerización de la cadena molecular disminuye y la estructura aromática en el centro de la molécula confiere rigidez a la masa resultante. La larga separación entre los grupos vinilo reactivos presentes en

ambos extremos de la molécula, favorece la mayor reactividad. Bis-GMA es un monómero de alto peso molecular y se presenta como un líquido altamente viscoso a temperatura ambiente que tiene una temperatura de transición vítrea. (Sideridou, Tserki, & Papanastasiou, 2002)

Uno de los más utilizados como monómero diluyente Bis-GMA TEGDMA es (trietilenoglicoldimetacrilato) una molécula lineal relativamente flexible, con el fin de Bis-GMA incluyen enlaces insaturados carbono en ambos extremos.

El TEGDMA funciona no sólo como un diluyente sino también como un agente de reticulación, mejorando en gran medida la polimerización del monómero y las propiedades físicas. (Peutzfeldt A, 1998)

La proporción de cada monómero en una formulación de resina es crítica para las propiedades del compuesto. Si la concentración de aumento Bis-GMA o la cantidad de monómeros residuales después de la fotopolimerización también aumentan.

El BisEMA (etoxilado dimetacrilato de bisfenol A), también llamado bis-GMA, etoxilado otro monómero multifuncional se utiliza en formulaciones de compuestos. Este monómero es estructuralmente análogo a Bis-GMA que tiene anillos de benceno en el centro de la molécula, que confiere rigidez a la cadena. El BisEMA se obtiene mediante una modificación de la molécula Bis-GMA mediante la sustitución de los grupos hidroxilo colgante por un átomo de hidrógeno. (Sideridou I, 2002)

Otras formulaciones resinosas con diferentes combinaciones de monómeros y diluyentes se encuentran en las resinas compuestas comerciales. Para citar un ejemplo, UDMA (dimetacrilato de uretano) es un líquido ligeramente viscoso a temperatura ambiente y se obtuvo como un producto de la reacción entre alifático Bis-GMA con un diisocianato.

Este monómero tiene un peso molecular cerca de Bis-GMA, pero de baja viscosidad y se puede usar sin la necesidad de añadir un diluyente. El peso molecular alto cadena alifática produce baja contracción de polimerización, además de ser altamente flexible debido a la ausencia de los anillos aromáticos. Se reunieron las principales propiedades físicas y químicas de los monómeros utilizados en la mayoría de las formulaciones de resina compuesta. (Asmussen & Peutzfeldt, 1998)

3.1.1 Resinas precalentadas

El compuesto de resina es un material a base de monómeros dimetacrilatos, que ha sido utilizado en el tratamiento de restauración dental en más de 40 años. Los avances tecnológicos en las últimas décadas han dado las mejores propiedades ópticas compuestas, físicas y mecánicas y convertirse en material de elección para restauraciones directas. Sin embargo, la resina compuesta no se polimeriza completamente a temperatura ambiente o en la cavidad oral. La polimerización incompleta se produce, entre otras razones, debido a la naturaleza química de los monómeros, que promueven la formación de un sólido densamente reticulada en unos pocos segundos, también hace que el aumento de la viscosidad a lo largo de la matriz orgánica. La alta viscosidad observada inmediatamente en las primeras etapas de la reacción química impide completamente la polimerización para producir. (Andrzejewska, 2001)

Además, se incorpora mayor volumen de carga en algunas formulaciones comerciales actuales, lo que lleva a una mejora en la durabilidad y resistencia al desgaste, pero por otro lado aumenta la viscosidad de la pasta de material compuesto sin curar. El material de mayor viscosidad con alto contenido de relleno hace que sea difícil insertar y adaptación marginal compuesto.

En este comportamiento de reacción, una reducción de la viscosidad de la resina compuesta sin cambiar su composición original podría aumentar el grado de conversión, lo que produce un polímero que tiene propiedades físicas superiores y, al mismo tiempo mejores características de manejo. Con esta

idea, el Dr. Joshua Friedman, desarrolló un aparato para calentar la resina compuesta, llamando a este procedimiento técnica de curado térmico. El desafío técnico se basa en un precalentamiento moderado de resina compuesta a temperaturas de 54 a 60°C, antes de la fotoactivación. (Freedman, 2003)

Como la resina compuesta es un material viscoelástico, se supone que, por calentamiento, su viscosidad inicial disminuye. Holmes, y Rueggeberg Blalock han demostrado que el precalentamiento puede aumentar la fluidez de los materiales compuestos de manera significativa. Esta condición podría mejorar la capacidad del compuesto para adaptarse a las paredes de la preparación de la cavidad. Además de este factor, el aumento de la temperatura acelera generalmente reacciones químicas, también podría aumentar el grado de conversión de monómeros, con curado más corto.

De acuerdo con estudios previos usando sistemas de resinas experimentales polimerizados a altas temperaturas, la conversión y la velocidad de polimerización aumenta en comparación con los valores obtenidos a temperatura ambiente.

En el caso de las resinas con un alto contenido de relleno, la influencia del grado de precalentamiento de la conversión todavía no se entiende completamente. En este contexto, el conocimiento del comportamiento cinético de la polimerización y la determinación de otras características clínicas, tales como el potencial de calentamiento intrapulpar, son de suma importancia para la validación clínica de la técnica conocida como endurecimiento térmico. (Andrzejewska, 2001)

3.1.2 Polimerización de composites

Hay tres factores fundamentales para que se pueda producir la foto polimerización con éxito: intensidad de la radiación, longitud de onda y tiempo de exposición. (Knezevic A, 2001)

Según Abalos y Cols la intensidad de la luz de la lámpara de polimerización es un factor que es típicamente desconocido y que deben tenerse en cuenta para la una polimerización correcta de los materiales restauradores. (Abalos C, 2004)

El grado de conversión es el parámetro que determina las propiedades físicas, mecánicas y biológicas finales del material polimerizable cuando se aplica la fuente de luz. Conocer la intensidad de la magnitud es muy importante, por lo tanto, con baja intensidad un bajo grado de conversión se produce y las propiedades mecánicas finales de la restauración son insuficientes, lo que conducirá a un fallo mecánico. Del mismo modo, con alta intensidad, la transmisión de la tensión indeseable en la interfaz de material de dientes puede surgir, con posible fallo de la adhesión que resultaría en microfiltración, hipersensibilidad, pérdida de color y / o caries marginales.

La cantidad de energía emitida por la lámpara se define como el producto de la intensidad por el tiempo de exposición. La radiación se desplaza en la forma de ondas que, al pasar a través del aire u objetos translúcidos sólidos, comienzan a perder intensidad. Por lo tanto, la cantidad de energía de la luz recibida por un compuesto fotopolimerizable está relacionado con la dureza máxima y el grado de conversión de cada resina.

Otro factor que debe tenerse en cuenta es la distancia entre la guía de luz y el material compuesto. Se ha demostrado que cuando se aumenta la distancia entre la luz y el material de obturación, la intensidad de la fotopolimerización y la penetrabilidad del fotón en el proceso de activación se reducen. Se ha observado que hay otros factores tales como el espesor de la fibra óptica y el ángulo de inclinaciones que también influirán en el éxito de la polimerización. (Rueggeberg P, 1993)

Entre los últimos factores que influyen en el éxito de la polimerización, es el efecto post-curado en la resina compuesta. Cuando se expone la resina a una cierta longitud de onda e intensidad, la resina va a someterse a una serie de

reacciones, la estimulación de los radicales libres que se traducirá en reacción de polimerización y más tarde endurecimiento del material. Por lo tanto, se puede establecer que con mayores grados de conversión, las propiedades físicas, mecánicas y biológicas finales de los materiales compuestos serán apropiados. (Schneider L, 2006) (Hansen EK, 1993) Para concluir, post-curado dependerá de la cantidad de los radicales libres generados cuando se aplica la radiación, la reacción en cadena de temperatura almacenada y la reactividad de cadena de polímeros. Schneider y Tarle concluyeron que el grado de conversión y de post-curado del compuesto depende del tipo de fotoactivación aplicado. (Schneider L, 2006) (Tarle Z, 2006)

La polimerización de las resinas compuestas activadas por luz visible es procesada por una reacción de adición exotérmica del tipo vinilo y desencadena por radical libre promueve la formación de una red polimérica tridimensional mediante reticulación intermolecular. (F., 1994)

El término se refiere a vinilo apertura polimerización de enlaces de carbono dobles y moléculas de unión posteriores para formar cadenas poliméricas. La mayoría dental se produce en las reacciones de radicales libres y requiere algunos pasos para formar las especies reactivas que inician la reacción de polimerización. (Ogunyinka A, 2007)

Estos pasos incluyen las etapas de inducción / iniciación, propagación y terminación se describirá a continuación, la iniciación la reacción implica la activación de un agente que se esconde para formar un radical libre, este radical es una molécula a un nivel de energía superior con un electrón desapareado en su capa externa y puede impartir este estado a otra molécula. (Ogunyinka A, 2007)

Los actos de radicales libres o extracción de un electrón de un monómero y entonces forman una cadena o monómero radicales complejo de nuevo dibujar otro electrón y otro monómero así sucesivamente. El radical libre se forma a

partir de la absorción de algún tipo de energía (ultravioleta, radiación nuclear, luz visible, de reacción química espontánea o descomposición).

En los sistemas activados químicamente, los radicales son creados por la adición de un acelerador de amina (N, N-dihidroxietil- p toluidina) un iniciador, peróxido de benzoilo. El peróxido se rompe, lo que resulta en dos radicales libres. En las resinas compuestas activadas por luz visible, no hay iniciadores químicos, la radiación energía de la luz de 470 nm (luz azul) ataca una dicetona como canforquinona, llevándola a un estado excitado llamado estado triplete. En el rango visible del espectro electromagnético, el perfil de absorción de canforquinona tiene los valores más altos cerca de 470 nm. Para mejorar la rotura de esta molécula, una amina alifática terciaria como agente reductor y combina la canforquinona colisión aleatoria para formar el estado exciplexo, resultando en dos radicales libres: acetílico radical y el radical amina. (Ogunyinka A, 2007) (Chu-Chen Y, 2007)

Sólo el radical derivado de amina inicia la reacción. El derivado canforquinona cetílico radical, está inactivo, y, en general, se une a otras en cadena de radicales o una de propagación similar y puede conducir a la terminación de la cadena. La iniciación en los sistemas fotoactivos depende de la luz suficiente habilidad alcanzar la dicetona y el equilibrio de las concentraciones y Canforquinona amina. Al mismo tiempo el aumento de la concentración de amina favorece la iniciación, que es un agente tóxico con potencial alergénico, mutagénico y carcinogénico. (Oliveria Saraiva et al., 2013)

3.2 Lámparas de fotocurado

Una lámpara de curado dental es un equipo dental que se utiliza para la polimerización de compuestos a base de resina de curado por luz. Se puede usar en materiales dentales diferentes que se pueden curar con luz. La luz utilizada cae bajo el espectro de luz azul visible. (Cabanés, 2003) Esta luz se suministra en un rango de longitudes de onda y varía para cada tipo de dispositivo. Hay cuatro tipos básicos de fuentes de luz de curado dental:

- Lámpara de luz halógena de tungsteno.
- Diodos emisores de luz (LED).
- Arcos de plasma.
- Lámparas de láseres.

Los dos más comunes son los halógenos y los LED

3.2.1 Historia de las lámparas de fotocurado

A principios de la década de 1960, se desarrollaron los primeros compuestos de resina de fotopolimerización. Esto llevó al desarrollo de la primera luz de curado, llamada Nuva Light, que fue desarrollada por Dentsply / Caulk en la década de 1970. Nuva Light utilizó luz ultravioleta para curar compuestos de resina. Se suspendió debido a este requisito, así como por el hecho de que las longitudes de onda más cortas de la luz UV no penetraban lo suficiente en la resina para curarla adecuadamente.

A principios de la década de 1980, se produjeron avances en el área de curado con luz visible, lo que finalmente condujo a la creación de un dispositivo de curado que utiliza luz azul. El siguiente tipo de luz de curado que se desarrolló fue la bombilla halógena de cuarzo; este dispositivo tenía longitudes de onda más largas del espectro de luz visible y permitía una mayor penetración de la luz de curado y la energía luminosa para compuestos de resina. La luz de curado halógena reemplazó a la luz de curado UV. (Melara, 2008)

La década de 1990 presentó grandes mejoras en los dispositivos de curado por luz. A medida que avanzaban los materiales de restauración dental, también lo hacía la tecnología utilizada para curar estos materiales; el objetivo era mejorar la intensidad para poder curar más rápido y más profundo. En 1998 se introdujo la luz de curado por arco de plasma. Utiliza una fuente de luz de alta intensidad, una bombilla fluorescente que contiene plasma, para curar el material compuesto a base de resina, y se afirma que cura el material compuesto de resina en 3 segundos. Sin embargo, en la práctica, aunque la luz de curado por arco de plasma resultó ser popular, los aspectos negativos (que

incluyen, entre otros, un precio inicial costoso, tiempos de curado más prolongados que los 3 segundos reclamados y un mantenimiento costoso) Desarrollo de otras tecnologías de luz de curado.

El último avance en tecnología es la luz de curado LED. Si bien las luces de polimerización con LED han estado disponibles desde los años 90, no se usaron mucho hasta que las frustraciones presentadas por la posesión de luces de arco de plasma se hicieron insoportables. Si bien la luz de polimerización LED es un gran paso adelante de las ofertas de luz de curado inicial, se están desarrollando continuamente mejoras y nuevas tecnologías con el objetivo de un curado más rápido y completo de los compuestos de resina. (Cabanés, 2003)

3.2.2 Lámpara de luz halógena de tungsteno

También conocida como simplemente "lámpara de luz halógena" es la fuente de polimerización más frecuente utilizada en los consultorios dentales. Para que se produzca la luz, una corriente eléctrica fluye a través de un delgado filamento de tungsteno, que funciona como una resistencia. Esta resistencia se "calienta a temperaturas de aproximadamente 3,000 grados Kelvin, se vuelve incandescente y emite radiación infrarroja y electromagnética en forma de luz visible". Proporciona una luz azul entre 400 y 500 nm, con una intensidad de 400-600 mW/cm². (Wataha, y otros, 2008)

Este tipo de luz de curado, sin embargo, tiene ciertos inconvenientes, el primero de los cuales es la gran cantidad de calor que genera el filamento. Esto requiere que la luz de curado tenga un ventilador instalado, lo que resulta en una luz de curado más grande. El ventilador genera un sonido que puede molestar a algunos pacientes, y el voltaje de la bombilla es tal (por ejemplo, 80W) que estas luces de curado deben conectarse a una fuente de alimentación, es decir, no son inalámbricas. Además, esta luz requiere un monitoreo frecuente y el reemplazo de la bombilla de curado real debido a las altas temperaturas que se alcanzan. (Por ejemplo, un modelo usa una bombilla

con una vida útil estimada de 50 horas que requeriría un reemplazo anual, suponiendo un uso de 12 minutos por día, 250 días por año). Además, el tiempo necesario para curar completamente el material es mucho más que la luz de curado LED. (Wiggins, Hartung, Althoff, Wastian, & Mitra, 2004)

3.2.3 Lámpara de arco de plasma

Estas lámparas se diseñaron para aumentar la fuerza de polimerización del material compuesto, a rigores de aproximadamente 1800 mW/cm², reduciendo el período de polimerización. El mecanismo de funcionamiento comienza cuando se aplica alta energía entre los electrodos, lo cual producen un arco de luz entre ambas. Con respecto al período necesario de polimerización, los materiales compuestos de alto relleno se polimerizaron en 10 segundos; por el contrario, los que tenían una cantidad de relleno inferior y eran de un tono más claro, le tomó 5 segundos.

La desventaja de este tipo de lámparas es el excesivo aumento de calor ocasionado por la irradiación de alta intensidad que tiene efectos negativos sobre la composita, tales como la contracción rápida, lo que compromete las terminaciones de la restauración y que también pueden producir lesiones pulpares. (Cabanés, 2003)

3.2.4 Led lámparas (diodo emisor de luz)

Estas luces de polimerización utilizan uno o más diodos emisores de luz [LED] y producen una luz azul que cura el material dental. Los LED como fuentes de fotopolimerización se sugirieron por primera vez en 1995. (RW., 1995) En 2013 se publicó una breve historia del curado por LED en odontología. (Jandt KD, 2013) Esta luz utiliza un semiconductor a base de nitruro de galio para la emisión de luz azul.

En los LED, se aplica un voltaje a través de las uniones de dos semiconductores dopados (n-doped y p-doped), lo que resulta en la generación y emisión de luz en un rango de longitud de onda específico. Al controlar la

composición química de la combinación de semiconductores, se puede controlar el rango de longitud de onda. Las luces de curado LED dentales utilizan LED que producen un espectro estrecho de luz azul en el rango de 400 a 500 nm (con una longitud de onda máxima de aproximadamente 460 nm), que es el rango de energía útil para activar la molécula de CPQ más comúnmente utilizada para iniciar la fotopolimerización de los monómeros dentales. (Wiggins, Hartung, Althoff, Wastian, & Mitra, 2004)

Estas luces de curado son muy diferentes de las luces de curado halógenas. Son más ligeros, portátiles y efectivos. El calor generado por las luces de curado LED es mucho menor, lo que significa que no requiere un ventilador para enfriarlo. Como ya no se necesitaba el ventilador, se podría diseñar una luz más liviana y más pequeña. Su portabilidad proviene del bajo consumo de energía. El LED ahora puede usar baterías recargables, lo que lo hace mucho más cómodo y más fácil de usar.

La luz de curado LED cura el material mucho más rápido que las lámparas halógenas y las luces de curado LED anteriores. Utiliza un único LED azul de alta intensidad con un cristal semiconductor más grande. La intensidad de la luz y el área de iluminación se han incrementado con una salida de 1000 mW/cm². Para emitir una luz de alta intensidad, utiliza una película de espejo altamente reflectante que consiste en "tecnología de película de polímero multicapa similar a los LED de celosía fotónica". (Wiggins, Hartung, Althoff, Wastian, & Mitra, 2004)

3.3 Restauraciones indirectas posteriores

Una restauración dental es un tratamiento para restaurar la función, la integridad y la morfología de la estructura dental faltante que resulta de una caries o trauma externo, así como al reemplazo de dicha estructura soportada por implantes dentales. Son de dos tipos, *directos* e *indirectos*, y se clasifican por ubicación y tamaño.

En odontología, inlays y onlays son una forma de restauración indirecta. Esto significa que se hacen fuera de la boca como una sola pieza sólida, que se ajusta al tamaño y forma específicos de la cavidad. La restauración luego se cementa en su lugar en la boca. Esta es una alternativa a una restauración directa, hecha de resina compuesta, amalgama o ionómero de vidrio. (Badre & Bennani, 2012)

3.3.1 Coronas

Las coronas son restauraciones dentales que cubren o rodea completamente una pieza dental o al implante dental. Las coronas normalmente son necesarias cuando una cavidad de gran proporción amenaza la salud de la pieza dental. Se unen al diente por medio de los cementos dentales, se elaboran de diversos materiales, que generalmente se fabrican indirectamente o fuera de boca. Las coronas se usan normalmente para que exista una mejoría estética y funcional de los dientes. (Botino M, 2006)

El método más común para elaborar una corona dental consiste en usar una impresión de un diente preparado, para fabricar la corona fuera de la boca. La corona se puede insertar en una cita dental posterior. El uso de este método indirecto de restauración dental permite el uso de materiales restauradores fuertes que requieren métodos de fabricación que conllevan mucho tiempo y que requieren un calor intenso, como la fundición de metal o la cocción de porcelana que no sería posible completar dentro de la boca. Debido a las propiedades de expansión, los costos de materiales relativamente similares y el beneficio. (MJ., 2006)

A medida que la nueva tecnología y la ciencia de los materiales han evolucionado, las computadoras se están convirtiendo cada vez más en parte de la fabricación de coronas, como en la odontología CAD / CAM .

3.3.2 Incrustaciones

Las incrustaciones dentales son un tipo de restauración indirecta de altas prestaciones cuando existe una destrucción de tejido extenso en el sector posterior, pero cuya extensión no sea lo suficientemente grande como para realizar una corona dental. Estas restauraciones se fijan a la estructura dental mediante materiales adhesivos.

Barrancos las llamó a las incrustaciones como “un bloque macizo de material que repone parte de una corona dentaria y que se fija a una cavidad preparada con anterioridad”. Lanata definió como “restauraciones confeccionadas con materiales cerámicos o resinas compuestas, por tener como característica un color capaz de devolver la armonía óptica y el aspecto natural de las piezas dentarias”, por último, Del Nero denominó como “Fragmentos de resina que, una vez preparados o preparados extra coronalmente, son cementados y mantenidos en posición mediante técnicas adhesivas”. (Barrancos, 2015)

3.3.2.1 Incrustaciones Inlays

A veces, se planea restaurar un diente con una restauración intra-coronal, pero la descomposición o fractura es tan extensa que una restauración directa, como la amalgama o la resina, comprometería la integridad estructural del diente restaurado o proporcionaría una oposición por debajo del estándar de la cara oclusal. En tales situaciones, se puede indicar una restauración indirecta con incrustaciones de porcelana o cerómero. (Cabanés, 2003)

Cuando se usa una incrustación, el margen del diente a la restauración se puede terminar y pulir hasta una línea muy fina de contacto para minimizar la caries recurrente. En oposición a esto, las restauraciones de resina directa se contraen un poco durante el endurecimiento. Esto puede provocar un estrés por contracción y rara vez, brechas y fallas marginales. Si bien se pudieron lograr mejoras en las resinas compuestas en los últimos años, las incrustaciones sólidas excluyen este problema.

Otra ventaja de las incrustaciones sobre las resinas directas es que casi no hay limitaciones en la elección del material. Si bien las incrustaciones pueden ser diez veces el precio de las restauraciones directas, a menudo se espera que las incrustaciones sean superiores en términos de resistencia a las fuerzas oclusales, protección contra el deterioro recurrente, precisión de fabricación, integridad marginal, contorno adecuado para la salud gingival (tejido) y facilidad de limpieza ofrece. Sin embargo, este podría ser solo el caso del oro. Si bien los estudios a corto plazo llegan a conclusiones inconsistentes, un número considerable de estudios a largo plazo no detectan tasas de fracaso de cerámica o resinas compuestas significativamente menores. (Bayne, 2005)

3.3.2.2 Incrustaciones Onlays y Overlays

Cuando la caries o la fractura incorporan áreas de un diente que hacen inadecuadas las restauraciones de amalgama o de material compuesto, como la fractura cuspidea o la estructura restante del diente que socava las paredes perimetrales de un diente, podría indicarse una onlay. Todos los beneficios de un inlay están presentes en la restauración onlay. El onlay permite la conservación de la estructura dental cuando la única alternativa es eliminar totalmente las cúspides y los muros perimetrales para la restauración con una corona. Al igual que las inlays, las onlays se fabrican fuera de la boca y generalmente están hechas de oro, porcelana o cerómero. (Cabanés, 2003)

Las restauraciones de oro han existido durante muchos años y tienen una excelente trayectoria. Durante los últimos tiempos, se desarrollaron diferentes tipos de porcelanas que parecen rivalizar con la longevidad del oro. Si el onlay o el inlay se hacen en un laboratorio dental, se fabrica un temporal mientras que la restauración se hace a medida para el paciente. Luego se requiere una visita de regreso para ajustar la prótesis final. Las inlays y onlays también pueden fabricarse de porcelana y entregarse el mismo día utilizando técnicas y tecnologías relacionadas con la odontología CAD / CAM.

Una revisión sistémica encontró que la fuente más habitual de falla en la cubierta es la fractura de la cerámica, seguida por la separación cerámica de la estructura dental, y la aparición de caries secundarias que se ven como una decoloración en los márgenes de la restauración. Las altas tasas de fracaso se asociaron con dientes que tenían un tratamiento previo del conducto radicular y con pacientes que exhiben hábitos parafuncionales como bruxismo o apretamiento de dientes. (Bottino, 2001)

3.4 Material para restauraciones posteriores

3.4.1 Cerómero

El cerómero es una micro-cerámica de silicato de circonio indicada para restauraciones indirectas que exhiben virtualmente la misma transmisión de luz que los dientes naturales, manteniendo una translucidez notable. El cerómero se adhiere a una variedad de subestructuras, que incluyen aleaciones no preciosas y de alta nobleza, además puede utilizarse para crear coronas, carillas, restauraciones con soporte de implantes e inlays y onlays, además de una extensa selección de colores para la reproducción natural del color de los dientes y las encías.

El cerómero es una estructura microfina que proporciona una alta resistencia a la compresión, no vitrifica, manteniendo una excelente estabilidad de color, posee una excelente resistencia a la tracción y elasticidad. (Manso et al., 2011)

Indicaciones:

Está indicado en pacientes con bruxismo y cuando la compatibilidad con el desgaste es un problema, los casos de implantes para cargas progresivas, inlays / onlays, coronas, puentes pequeños y puentes de Maryland.

Contraindicaciones:

No está indicado en puentes de brecha larga, lugares donde la unión no es viable.

Guía de colores recomendada:

Vita classic

Beneficios:

- Puede ser reparado al lado de la silla.
- Altamente pulible.
- Excelente integridad marginal.
- La estructura microfina proporciona una alta resistencia a la compresión.
- Excelente resistencia a la tracción y elasticidad.
- Altamente bio-compatible.
- Amable con la dentición opuesta.

Menor desgaste que una porcelana de baja fusión.

Translucidez comparable a todos los materiales de cerámica. (Manso AP., 2011)

3.4.2 Porcelana

La porcelana dental (también conocida como cerámica dental) es un material utilizado por los técnicos dentales para crear restauraciones dentales biocompatibles y realistas, como coronas, puentes y carillas. La evidencia sugiere que es un material efectivo, ya que son bio-compatibles, estéticos, insolubles y poseen una dureza de siete en la escala de Mohs. Para ciertas prótesis dentales, como molares de tres unidades de porcelana fundida al metal o en un grupo completo de porcelana, se recomiendan restauraciones de base circonia.

La palabra "cerámica" se deriva de la palabra griega keramos, que significa "arcilla de alfarero". Proviene del antiguo arte de fabricar cerámica, donde se cocía principalmente arcilla para formar un objeto duro y quebradizo; Una definición más moderna es un material que contiene elementos metálicos y no metálicos (generalmente oxígeno). Estos materiales pueden definirse por sus propiedades inherentes, incluida su naturaleza dura, rígida y quebradiza debido

a la estructura de su enlace interatómico, que es a la vez iónico y covalente. En contraste, los metales no son quebradizos (comportamiento elástico de la pantalla) y dúctiles (comportamiento plástico de la pantalla) debido a la naturaleza de su enlace metálico interatómico. Estos enlaces están definidos por una nube de electrones compartidos con la capacidad de moverse fácilmente cuando se aplica energía. La cerámica puede variar en opacidad de muy translúcida a muy opaca. En general, cuanto más vítrea sea la microestructura (es decir, no cristalina), más translúcido aparecerá, y cuanto más cristalino, más opaco. (Bottino, 2001)

3.5 AGENTES CEMENTANTES

La cementación es un procedimiento importante que garantiza el éxito y la longevidad de los procesos indirectos. Los cementos de resina se han convertido en el material de elección en la cementación de las restauraciones indirectas sean cerámicas, metálicas, cerómeros, circonias, y en diferentes tipos como incrustaciones Inlays, onlays, carillas y coronas. Los cementos resinosos tienen la capacidad de unirse tanto al diente como a la restauración, los mismos que reducen la microfiltración, disminuyen la sensibilidad postoperatoria, caries recurrentes y marginales. (Peumans et al., 2007)

Los cementos a base de resina son materiales compuestos de baja viscosidad formulados a partir de Bis-GMA, resinas de dimetacrilato de uretano con un contenido de relleno entre 30% y 66%. (Sakaguchi, Ferracane, & Powers, 2019). Se clasifican en base al modo de polimerización en curado químico / autocurado, cementos de resina de curado ligero y cementos resinosos de curada doble. Los cementos de *autocurado* son especialmente útiles en áreas donde es difícil curar con luz, que incluyen la cementación de restauraciones metálicas, postes endodónticos y restauraciones cerámicas de mayor espesor, lo que limita el ingreso de la luz para polimerizar adecuadamente el cemento. (Simon & Darnell, 2012). Sin embargo, estos han limitado el tiempo de trabajo y el tiempo de fraguado prolongado. Los cementos de resina de *curado ligero* utilizados comúnmente para la cementación de carillas e inlays, ha reducido la

profundidad de curado al aumentar el espesor de la cerámica debido a la atenuación de la luz. (O'Keefe, Pease, & Herrin, 1991)

Los cementos de resina de curado doble son los más utilizados debido a su capacidad de polimerizar tanto por la reacción química por los componentes que tiene, así como por activación de la luz de fotocurado. (Breeding LC, 1991)

3.5.1 Transmisión de luz a través de restauraciones indirectas

Un estudio realizado por Chan y Boyer mostró que el endurecimiento de los cementos de resina activados por la luz es afectado por el grosor y la tonalidad de la porcelana. Con el aumento de espesor del material translúcido a través del cual pasa la luz, el tiempo de exposición debe ser más largo para que se produzca el endurecimiento de resinas activadas por la luz. (Cabanés, 2003)

Generalmente, cuando más gruesa es la restauración o más oscura es su sombra, más crítica es la intensidad de la luz incidente para lograr una óptima fotopolimerización del material. (Akgungor, Akkayan, & Gaucher, 2005). La cantidad de transmisión de luz a través de la restauración cerámica afecta el potencial de polimerización de los cementos de resina. Atenuación de la luz a través de resinas compuestas y dentina que limita la polimerización del cemento de resina también ha sido bien documentado. Además, un estudio sobre la dureza de tres cementos de resina de curado doble dio como resultado que el curado químico no endureció completamente el cemento cuando la luz fue atenuada por diente y restauración. El comportamiento óptico del material restaurador es otro factor que afecta la transmisión de la luz a través del material restaurador, que a su vez afecta a la polimerización de la resina de cemento. (Chan & Boyer, 1989; O'Keefe et al., 1991)

3.5.2 Formulación de cementos resinosos

En los cementos de resina activada por la luz, el sistema de iniciación está compuesto de amina terciaria y uno o más fotoiniciadores, tales como

canforoquinona. (Neumann, Schmitt, Ferreira, & Corrêa, 2006) En sistemas de doble curado, un catalizador. La pasta que contiene un activador químico (peróxido de benzoilo) se puede mezclar con la luz para aumentar la concentración de radicales libres incluso bajo luz insuficiente. Cuando las dos pastas se mezclan y se exponen a la luz, se forman radicales libres, tanto por foto como por activación química. Se espera que en áreas donde la luz sea parcial o totalmente atenuada, los radicales libres formados por la interacción amina / peróxido de benzoilo compensaría la falta de aquellos que resultan de la interacción amina / canforoquinona. (Hofmann, Papsthart, Hugo, & Klaiber, 2008)

Las unidades de curado de diodos emisores de luz (LED) y cuarzo - tungsteno - halógeno (QTH) pueden proporcionar radiaciones desde 300 a 1200 mW / cm², mientras que la primera proporciona una gran emisión espectral más estrecha que se adapta mejor a la banda de absorción de canforoquinona. Los efectos de la radiación, el tiempo de fotopolimerización y el tipo de unidad de curado (QTH y LED) en el endurecimiento de varios cementos de resina han sido determinados. Alto la intensidad del curado por luz y los tiempos de curado más largos aumentan la microdureza del cemento. El uso de Las unidades LED dio lugar a una microdureza de cemento de resina similar a la lograda con QTH convencional. (Neumann et al., 2006)

3.6 SISTEMAS DE ADHESIVOS

Los adhesivos de esmalte fueron introducidos por Buonocore, fue un gran avance en la odontología, que proporciona un medio alternativo para lograr la adhesión. Sin embargo, la técnica no fue exitosa cuando se probó con dentina ya que es un sustrato diferente en comparación con el esmalte. La humedad de la dentina tuvo que ser compensada para lograr una óptima adhesión. El grabado de la dentina con ácido fosfórico al 37% elimina la capa de frotis exponiendo fibrillas de colágeno. Esta capa permeable facilita la infiltración de los monómeros de resina en la fibrilla de colágeno y los túbulos dentinales que

forman zona infiltrada llamada capa híbrida. Este fenómeno fue descrito por Nakabayashi.

La introducción de agentes hidrófilos mejoró la unión a la dentina. Esto implica el uso de un ácido, una imprimación y un agente de unión y se denomina unión total por grabado o técnica de tres pasos. Sin embargo, con la técnica de grabado total en tres pasos, mantener la humedad en dentina fue un problema. La capa híbrida es el eslabón más débil de la interfaz dentina adhesiva. (Masioli & Ponto González, 2016)

Según (Tay, 1996) la infiltración de la resina dentro de la matriz intertubular desmineralizada, dio como resultado una zona rica en colágeno débil y susceptible a hidrólisis y microfiltración y se sabe que es responsable de la sensibilidad dental en Situaciones clínicas. Además, el sistema de unión por grabado total en tres pasos. Es sensible y se sabe que afecta la humedad de la dentina. Este problema persistió con el método de grabado total de dos botellas desarrollado para simplificar la técnica de grabado total de tres pasos.

El sistema de auto grabado fue desarrollado más tarde para superar este problema y también para reducir las limitaciones de tiempo del clínico, los sistemas de autograbado se pusieron a disposición en dos modos, el de dos botellas y de una Botella de sistemas autoadhesivo. El sistema de autograbado de dos botellas incluye el grabador e imprimador en una botella y el agente de unión en una botella separada, mientras que el sistema de un solo paso, involucra el agente grabador, imprimador y agente de unión, todo en una botella. El sistema de un solo paso de autograbado utiliza una imprimación más ácida ($\text{pH} < 1$) en comparación con las dos botellas, sistema de grabado ($\text{pH} 1.9 - 2.4$).

El sistema de una botella se compone de hidrófilos y monómeros hidrófobos en una concentración relativamente alta de disolvente. El agua, como medio de ionización también es esencial en este sistema para que se produzca la actividad de autograbado. Sin embargo, cuando el solvente se evapora de la superficie adhesiva, el monómero – solvente, la separación de fases se

produce como resultado gotas de agua en el adhesivo después de la Polimerización de los adhesivos. (Masioli & Ponto González, 2016)

La integridad de la resina. - El enlace de dentina es mantenido por la formación de capas híbridas. La principal diferencia entre el grabado total y las técnicas de unión por autograbado son que la capa de frotis se elimina en la primera junto con la desmineralización de la dentina, mientras que esta última incorpora la capa de frotis en la capa híbrida. La calidad de esta capa híbrida es crucial y representa el 40% del enlace. (Mallat Callis, 2007)

3.6.1 Incompatibilidad de los cementos de resina y agentes de adhesión

Los cementos de resina se han clasificado según el modo de polimerización como anteriormente se ha mencionado. Otro sistema de clasificación de cementos de resina se basa en el tipo de sistema de unión usado en combinación con el cemento de resina, que incluye grabado total cementos (uso de ácido fosfórico y adhesivo para unir el cemento con el diente), Cementos (la imprimación autoestirante se aplica al diente antes de la cementación) y la autoextracción.

Cementos adhesivos que no requieren tratamiento previo del sustrato dental e involucran aplicación directa del cemento a la superficie del diente. La mayoría de los agentes de cementación de resina disponibles en la actualidad se encuentran en el modo de inicio de curado dual.

Sin embargo, ha habido una creciente preocupación con respecto a la incompatibilidad de las sustancias químicas y agentes lubricantes de resina de curado doble cuando se usan junto a los sistemas con adhesivo simplificado.

La comprensión de la composición química de los sistemas adhesivos es esencial para entender la incompatibilidad de los sistemas adhesivos con doble curado y química. Sistemas de resina curada. Los adhesivos dentales establecen una unión a los sustratos del esmalte y Dentina y también a la

resina compuesta suprayacente. Independientemente del tipo de adhesivo. (Manso et al., 2011)

Los sistemas de grabado total o auto grabado, todos ellos contienen ingredientes similares. Sin embargo, hay una diferencia en la composición proporcional entre los sistemas adhesivos. Los sistemas adhesivos consisten en oligómeros de resina acrílica similares a los del material compuesto, materiales restauradores y agentes lubricantes, junto con iniciadores, inhibidores, rellenos, orgánicos, inorgánicos y solventes. El oligómero de resina está compuesto por un grupo polimerizable, una molécula espaciadora y un grupo funcional. El grupo polimerizable reacciona con los monómeros del adhesivo y el material restaurador por copolimerización y es hidrófobo. El grupo funcional exhibe propiedades hidrofílicas, los monómeros en los adhesivos y los materiales de resina compuesta polimerizan a través de la polimerización por radicales libres, iniciadores añadidos en estos sistemas dan la reacción de polimerización. Estos iniciadores pueden ser peróxido de benzoilo / amina terciaria en los compuestos químicos curados o fotoiniciadores como canforonquinonas / aminas terciarias, en compuestos curados a la luz.

Los sistemas de doble curado son compuestos por sistemas iniciadores tanto químicos como fotopolimerizados. La copolimerización óptima entre el adhesivo y el forro compuesto es imprescindible para la formación de un adhesivo exitoso. (Kogan F, 2006)

3.6.2 Incompatibilidad entre la resina y los adhesivos

Puede afectar la copolimerización y ocasionar fallas en las restauraciones. Los sistemas de adhesivos simplificados o autograbados en general son algo ácidos y tienen una capa hidrofílica susceptible de degradación hidrolítica. Los grupos ácidos de la capa inhibida de oxígeno, del adhesivo compiten con los peróxidos por la sustancia aromática. Las aminas terciarias de la resina suprayacente durante la cementación de restauraciones indirectas. Esta da como resultado una reacción ácido base entre el adhesivo y el agente de cementación de resina. (Cabanés, 2003)

4. Objetivos

4.1 Objetivo general:

Evaluar la resistencia adhesiva del cerómero, cementado con resinas precalentadas y cemento dual.

4.2 Objetivos específicos:

- Determinar la fuerza necesaria para producir fracturas adhesivas en cuerpos de prueba de cerómero, cementado con resinas precalentadas y cemento dual.
- Comparar la fuerza necesaria para producir fracturas adhesivas en cuerpos de prueba de cerómero cementado con resinas precalentadas y cemento dual.
- Identificar los tipos de fractura que ocurren en los cuerpos de prueba.
- Determinar que tipo de cemento es el que posee mayor resistencia a la fractura.

5. Hipótesis

5.1 Hipótesis Alternativa:

La resina precalentada presenta mayor resistencia adhesiva para la cementación de cerómeros que el cemento dual.

5.2 Hipótesis Nula:

No existe diferencia en la resistencia adhesiva entre los agentes cementantes evaluados.

6. Materiales y métodos

6.1 Tipo de estudio:

Experimental, in vitro.

6.2 Muestra

Está conformada por 20 Terceros molares extraídos por requerimientos ortodónticos. (figura1)



Figura 1. Muestra de 20 terceros molares extraídos.

6.3 Criterios de inclusión y exclusión

6.3.1 Inclusión

- Terceros molares superiores e inferiores sanos e íntegros. (figura 2)



Figura 2. Piezas dentales aptas para el estudio.

6.3.2 Exclusión

- Terceros molares con tratamiento de conductos.
- Terceros molares con caries.
- Terceros molares con fractura coronaria.

6.4 Descripción del método

6.4.1 Preparación dentaria

- a) La muestra fue conformada por 20 piezas dentales recientemente extraídas, las mismas que fueron recolectadas en diferentes consultorios odontológicos de la ciudad de Quito, y que fueron extraídas por motivos ortodónticos, cumpliendo debidamente con todos los criterios de inclusión.
- b) Se eliminó el resto de sangre, cálculo y periodonto utilizando curetas y cavitrón. (figura 3)



Figura 3. Preparación dentaria, limpieza de las piezas

- c) Se lavó y conservó con suero fisiológico a las piezas dentales, para de esta manera mantener la humedad. (figura 4)



Figura 4. Conservación de las piezas dentales.

- d) Posteriormente las piezas dentales fueron colocadas en un bloque cilíndrico de acrílico con medidas 2 x 1cm para estandarizar las muestras, el mismo que se fabricó para tener un mejor manejo al momento de realizar las cortaduras en la máquina de corte. (figura 5)



Figura 5. Cilindros acrílicos estandarizados.

- e) Las piezas dentales se seccionaron en el tercio oclusal eliminando todo el esmalte dental. (figura 6 y 7)



Figura 6. Corte del tercio oclusal

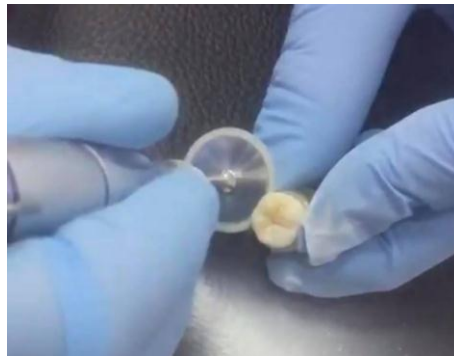


Figura 7. Molar cortado

- f) Se calibró las piezas dentarias con un calibrador digital maraca INOX®, Ref: 2471135 cuya finalidad es que cumplan con características similares para su posterior preparación.
- g) Finalmente, las piezas dentales fueron pulidas con una lija de grano 600, bajo abundante refrigeración durante 60 segundos. (figura 8)



Figura 8. Lija fina grano 600

6.4.2 Preparación de bloques de cerómero

- a) Se prepararon 20 bloques de resina compuesta indirecta de Ceramage (Shofu® Inc., Kyoto, Japón). (figura 9)



Figura 9. Resina Ceramage (Shofu® Inc., Kyoto, Japón)

- b) La conformación de estos bloques se realizó en un molde circular de plástico de (0.8 x 4 ml) el cual fue fotocurado con la lámpara SPEC3 – COLTENE® con una intensidad de 1600 mw/cm² por 10 segundos de tiempo por ambas superficies, el cual fue calibrado debidamente. (figura 10)



Figura 10. Muestra calibrada de cerómero, fotocurado con lámpara SPEC3 – COLTENE®

- c) Posteriormente se utilizó un horno para cerómeros (BesQual® - LIGHT ZONE-E300) por 10 minutos, con la finalidad de obtener un óptimo grado de conversión del material. (figura 11)



Figura 11. Horno para cerómeros (BesQual® - LIGHT ZONE-E300)

- d) Se realizó el mismo tratamiento de pulido que las piezas dentales, es decir, fueron pulidos con una lija de grano 600 bajo abundante refrigeración durante 1 minuto.
- e) Finalmente se realizó el arenado de la zona de cementación con el arenador SANDSTORN® - VANIMAM y utilizando oxido de aluminio de 100 micras, asimilando el tratamiento de superficie que reciben las incrustaciones previas a su cementación. (figura 12 y 13)



Figura 12. Arenador SANDSTORN® – VANIMAM

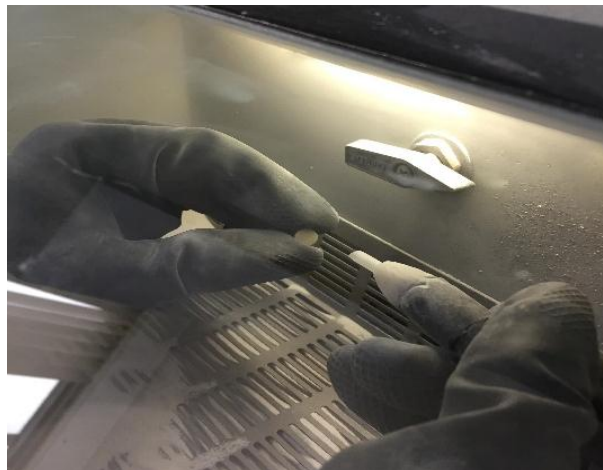


Figura 13. Proceso de arenado con oxido de aluminio 100 micras

6.4.3 Cementación de los cuerpos de estudio

Los bloques de cerómero fueron cementados a las piezas dentales por medio de los dos agentes cementantes a evaluar, es decir 10 muestras fueron cementadas con cemento dual (ALLCEM-FGM®), y las otras 10 muestras fueron cementadas con resina compuesta de nanorellenó (*filtek Z350 – 3M®*) precalentada. Usamos el cemento dual de la casa FGM® - ALLCEM, ya que es uno de los materiales más utilizado en nuestro medio como agente cementante y existen estudios que respaldan su efectividad. De la misma manera la resina que usamos (*Filtek Z350 – 3M®*) es uno de los materiales con mejores características físicas y mecánicas para restauraciones posteriores y que precalentadas se las puede utilizar como agente cementante.

Todo este estudio se realizó respetando un estricto protocolo adhesivo tanto para las piezas dentales como para los bloques de cerómero y según las recomendaciones de los fabricantes, se utilizó materiales de la marca 3M®, adhesivo de sexta generación (*Adper Single Bond 2-3M®*) y ácido grabador (*Scotchbond Universal Etchant-3M®*). Se compactó digitalmente hasta el asentamiento completo y se esperó 2 minutos para el cemento dual, en el cual pueda actuar su propiedad de auto-curado, después de esto las muestras fueron activadas con luz de polimerización por 20 segundos, con una lámpara de (SPEC3 – COLTENE®), con una intensidad de 1600 mw/cm². Para la

cementación con la resina precalentada se realizó el mismo procedimiento, pero se fotocuró inmediatamente después de realizar el asentamiento digital. Finalmente, todas las muestras fueron almacenadas en agua destilada, para mantener la humedad. A continuación, se observa la secuencia de la cementación.

6.4.3.1 Cementación del grupo cemento dual

- a) Una vez lista la preparación de los bloques de cerámico y de las piezas dentales, procedemos a la desinfección de ambas superficies, usamos clorhexidina al 2% (*Consepsis-Ultradent®*) durante 15 segundos, la cual se realizó con una torunda de algodón, posteriormente se secó con papel absorbente. (figura 14)



Figura 14. Desinfección de las muestras con clorhexidina al 2%

- b) Se grabó la dentina con ácido orto fosfórico al 37% (*Scotchbond Universal Etchant 3M®*) durante 10 segundos, posteriormente se lavó durante 20 segundos con chorro de aire-agua, y se secó con de papel absorbente. (figura15)



Figura 15. Grabado de dentina con ácido ortofosfórico al 37%.

- c) Se aplicó en dentina una capa de adhesivo (*Adper Single Bond2-3M®*) con micro aplicador, frotándolo durante 20 segundos, posteriormente sobre dentina se aireó con jeringa triple durante 10 segundos, a 10 cm. (figura 16)



Figura 16. Aplicación en dentina de adhesivo (*Adper Single Bond2-3M®*)

- d) Se grabó el cerómero con ácido fosfórico 37% (*Scotchbond Universal Etchant 3M®*) en la superficie de cementación durante 30 segundos, para eliminar residuos del arenado y obtener una superficie ávida de adhesión, y se lavó por el doble del tiempo con chorro de aire-agua, y se secó con de papel absorbente. (figura 17)



Figura 17. Grabado de cerómero con ácido ortofosfórico al 37%.

- e) Se aplicó una capa de silano con un micro aplicador sobre la superficie de cementación del cerómero.

- f) Posteriormente se aplicó en el cerómero una primera capa de adhesivo (*Single Bond2-3M®*) con micro aplicador, frotándolo durante 20 segundos, se aplicó aire con la jeringa triple durante 10 segundos, a 10 cm. de distancia para evaporar el solvente. (figura 18)



Figura 18. Aplicación en cerómero de adhesivo (Adper Single Bond2-3M®)

- g) Se aplicó una segunda capa de adhesivo, luego aire de jeringa triple, durante 10 segundos, a 10 cm. de distancia para así evaporar el solvente.
- h) Se mezcló la base y el catalizador del cemento (*ALLCEM-FGM®*), con la punta mezcladora que conforma el sistema. Se colocó una delgada capa de cemento sobre la superficie dentaria y se asentó lentamente el cerómero sobre la dentina, se compactó digitalmente hasta su asentamiento completo manteniendo presión digital durante 2 minutos para que actúe su condición de autocurado. (figura 19)



Figura 19. Muestra y cementada con efecto autopolimerizable del cemento dual (ALLCEM-FGM®),

- i) Se retiró los excesos con instrumental de titanio y se fotopolimerizó con lámpara de fotocurado (*SPEC3-COLTENE®*) con 1600 mw/cm². de longitud de onda durante 5 segundos. (figura 20)



Figura 20. Aplicación de luz con una intensidad de 1600 mw/cm²

6.4.3.2 Cementación del grupo resina precalentada.

- Una vez lista la preparación de los bloques de cerómero y de las piezas dentales, procedemos a la desinfección de ambas superficies, usamos clorhexidina al 2% (*Consepsis-Ultradent®*) durante 15 segundos, la cual se realizó con una torunda de algodón. (figura 21)



Figura 21. Desinfección de las muestras con clorhexidina al 2%

- c. Se grabó la dentina con ácido orto fosfórico al 37% (*Scotchbond Universal Etchant-3M®*) durante 10 segundos, posteriormente se lavó durante 20 segundos con chorro de aire-agua, y se secó con de papel absorbente. (figura 22)



Figura 22. Grabado de dentina con ácido ortofosfórico al 37%.

- d. Se aplicó en dentina una capa de adhesivo (*Adper single bond2-3M®*) con micro aplicador, frotándolo durante 20 segundos, posteriormente sobre dentina se aireó con jeringa triple durante 10 segundos, a 10 cm. (figura 23)



Figura 23. Aplicación en dentina de adhesivo (*Adper Single Bond2-3M®*)

- e. Se grabó el cerómero con ácido fosfórico 37% (*Scotchbond Universal Etchant-3M®*) en la superficie de cementación durante 60 segundos, para eliminar residuos del arenado y obtener una superficie ávida de adhesión, y se lavó por el doble del tiempo con chorro de aire-agua, y se secó con de papel absorbente. (figura 24)



Figura 24. Grabado de cerómero con ácido ortofosfórico al 37%.

- f. Se aplicó una capa de silano con un micro aplicador sobre la superficie de cementación del cerómero.
- g. Posteriormente se aplicó en el cerómero una primera capa de adhesivo (*Single Bond2-3M®*) con micro aplicador, frotándolo durante 20 segundos, se aplicó aire con la jeringa triple durante 10 segundos, a 10 cm. de distancia para evaporar el solvente.
- h. Se aplicó una segunda capa de adhesivo, y luego aire de jeringa triple, durante 10 segundos, a 10 cm de distancia para así evaporar el solvente. (figura 25)



Figura 25. Aplicación en cerómero de adhesivo (Adper Single Bond2-3M®)

- i. Se precalentó la resina (*Filtek Z350-3M®*), a una temperatura de 55°C en el horno para precalentar resinas (ENA HEAT, marca Micerium®), se asentó lentamente el cerómero sobre la dentina y se compactó digitalmente hasta

su asentamiento completo. (figura 26)



Figura 26. Cementación de las muestras con resina precalentada

- j. Se retiró los excesos con instrumental de titanio y se fotopolimerizó con lámpara de fotocurado LED POWER, con 480nm de longitud de onda durante 5 segundos. (figura 27)



Figura 27. Aplicación de luz con una intensidad de 1600 mw/cm²

6.4.4 Corte de las muestras.

Una vez realizada la obtención de las 10 muestras del grupo CEMENTO DUAL (C.D) y las 10 muestras del grupo RESINA PRECALENTADA (R.P.C), las mismas que se conservaron en suero fisiológico para mantener la humedad, procedimos a realizar las incisiones de los diferentes grupos, con la máquina

para cortes (BUEHLER / ISOMET 1000-PRECISION SAW) de la Universidad de las Américas, en los cuales se obtuvieron un aproximado de 35 vigas con un área de sección transversal de aproximadamente $1 \pm 0,2\text{mm}^2$, utilizando una sierra de corte de baja velocidad. Se desecharon las vigas que no cumplen con los parámetros del estudio de microtracción, como las rebanadas periféricas. (Figura 28)

Finalmente se recolectaron un total de 30 vigas, multiplicadas por 10 piezas dentales de cada grupo, es decir obtuvimos 300 vigas por cada grupo, cabe aclarar que los cortes se iban realizando a cada diente y e inmediatamente se realizaba la microtracción, por lo cual el estudio fue bastante largo ya que solo se avanzaba un promedio de 2 horas por cada muestra o diente.



Figura 28. Máquina de corte (BUEHLER / ISOMET 1000-PRECISION SAW) y sierra de corte de baja velocidad.

El procedimiento de los cortes de las piezas dentales para la obtención de las vigas se realizó de la siguiente manera:

- a. Colocamos el disco de corte y el agua para refrigerar el mismo.
- b. Montamos las piezas dentales de cada grupo por individual, los mismos que se sostienen sobre el cilíndrico acrílico de la base y son tomados por el aditamento de la máquina, colocamos la tapa. (figura 29)

- c. Ajustamos los parámetros de la máquina de corte, en este caso una velocidad de cruceta de 400.
- d. Realizamos el corte hasta antes de llegar al acrílico de la base, y vamos regulando en la maquina cada 0.8 mm por toda la pieza dental. (figura 30)
- e. Una vez cortada la primera parte, retiramos la pieza dental y colocamos cera en la hendidura con la finalidad de darle firmeza a las muestras y para que estas no sufran fracturas. (figura 31)
- f. Llevamos nuevamente a la máquina de corte y completamos los mismos en el otro sentido.
- g. Finalmente realizamos el corte en la base y obtenemos las respectivas vigas y las almacenamos en gradillas. (figura 32)

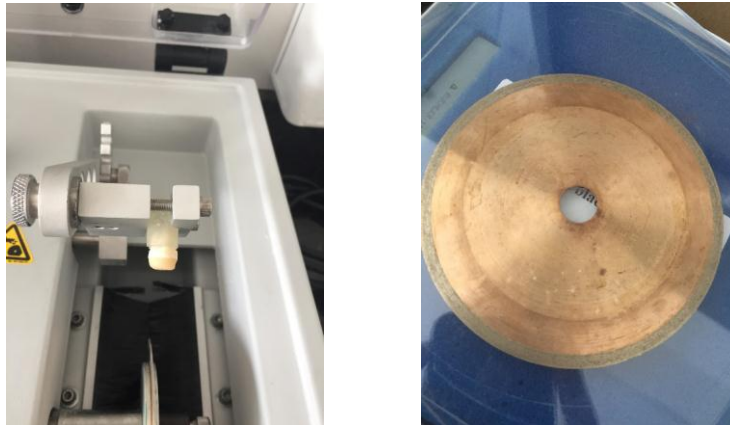


Figura 29. Montaje del disco de corte y de las piezas dentales sobre el cilíndrico acrílico, tomados por el aditamento de la máquina.

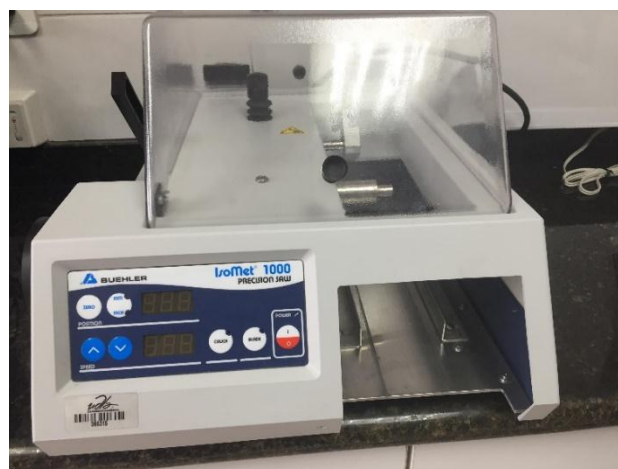


Figura 30. Ajuste la máquina de corte a una velocidad de cruceta de 400.

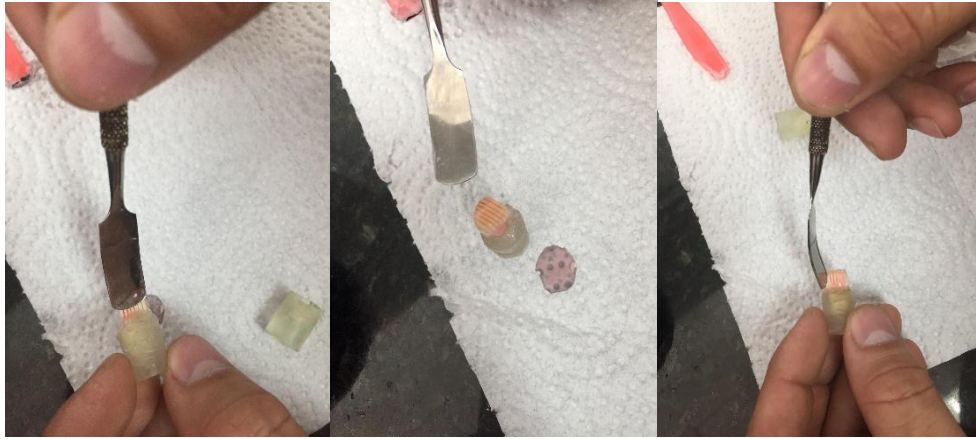


Figura 31. Colocación de cera en la hendidura de los cortes con la finalidad de darle firmeza a las muestras y para que estas no sufran fracturas

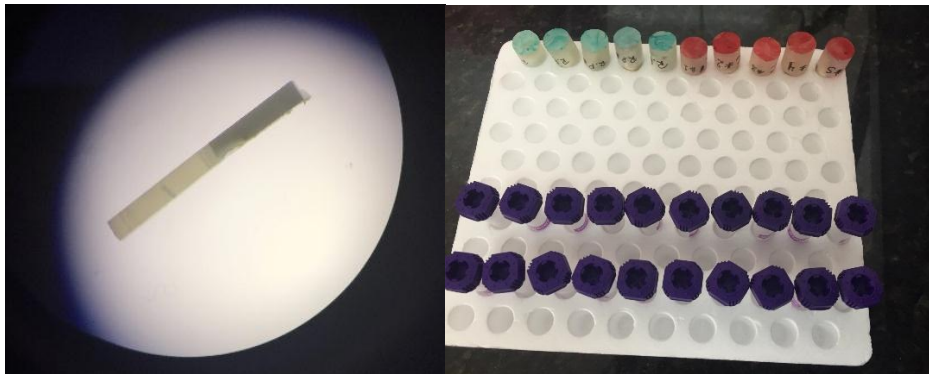


Figura 32. Forma de las vigas observadas en microscopio, y muestras de los diferentes grupos colocadas en gradillas con suero fisiológico.

6.4.5 Estudio de Microtracción

- a. Una vez obtenidas las vigas de cada pieza dental y por cada grupo de estudio, se ordenaron las vigas sobre una servilleta húmeda y se seleccionaron las 30 mejores.
- b. Posteriormente se montaron sobre las bases de aluminio de la máquina de tracción de la UDLA (WEIGHTTECH-WT21/MICROTENSILE OM-100) una a una las 30 muestras y se pegaron con polimetacrilato en gel (brujita) marca LOCTITE utilizada en este tipo de estudios, se colocó una fracción en cada extremo, y para acelerar su proceso de fraguado se colocó una gota de monómero en cada extremo igualmente. (figura 32)

- c. Se llevó a la platina de aluminio a la máquina de microtracción, se presionaron las teclas en este orden: F, luego la tecla cero, F1 y finalmente el botón tracción.
- d. Se tomó el dato numérico del valor que marcó la pantalla en el instante que se produjo la ruptura de la viga. (figura 33)
- e. Luego desmontamos la platina de aluminio de la máquina de microtracción y se despega la viga rota de las platinas, para llevarlas al microscopio.
- f. Observamos donde se produjo el fallo adhesivo y anotamos los datos en la hoja de registro pegando junto a estos los restos de la viga.



Figura 33. Máquina de tracción de la UDLA (WEIGHTECH-WT21/MICROTENSILE OM-100) y platinas donde se colocan las vigas cortados



Figura 34. Platina de aluminio en la máquina de microtracción, y fuerza a la que se produjo la fractura

7. Análisis Estadístico

Se calculó la fuerza en (Mpa) mediante la fórmula:

$$T = \frac{F \text{ (N)}}{a \text{ (mm}^2\text{)}} = \frac{F}{a} = \frac{Z \text{ (kg f)} * 9.8 \text{ (gr)}}{a^1 \text{ (mm)} * a^2 \text{ (mm)}}$$

T = tensión – medida en kilogramo fuerza (kg f)

F = fuerza – media en Newton (N)

a = área – medida en milímetros al cuadrado (mm²)

Z = letra asignada al valor de tensión resultante de la división Fuerza/área.

Se obtuvieron 600 datos válidos para ser analizados de los cuales se excluyeron 80 correspondientes a vigas de prueba que presentaron fracturas diferentes a los del análisis principal de esta investigación (fracturas no adhesivas). Se realizó la prueba de Shapiro Wilk para definir si los datos siguieron una distribución normal. Posteriormente se realizó un análisis de los casos de fracturas corono cemento y corono dentina (fracturas no adhesivas) para determinar si existió una diferencia estadísticamente significativa en la fuerza de rompimiento de estos casos.

En un siguiente paso se realizó la estadística descriptiva y de frecuencias de los casos de fracturas adhesivas. Se realizó un análisis por cada uno de los grupos de tratamiento (resina precalentada y cemento dual) y se planteó un análisis no paramétrico (U de Mann-Whitney y Kolmogorov-Smirnov) para muestras independientes con un criterio alfa de 0,05 e intervalo de confianza del 95%. Todos los test estadísticos fueron realizados con el programa SPSS v.23

8. Resultados

Se obtuvieron 600 datos válidos para ser analizados de los cuales se excluyeron 80 correspondientes a vigas de prueba que presentaron fracturas diferentes a los del análisis principal de esta investigación.

Los restantes 520 casos fueron sometido a un análisis de la normalidad utilizando el test de Shapiro-Wilk, dicho test mostró que los datos no siguen una distribución normal ($p < 0,028$) (Figura. 35). La mediana global de los datos fue de 0,048 con un rango intercuartílico (IQR) de 0,020 y una desviación estándar (SD) de 0,014. Cuando se analizaron los datos de los diferentes grupos se obtuvo que la mediana del grupo N° 1 (cemento dual) es de 0,038 con un IQR de 0,015 y SD de 0,012; mientras tanto la mediana del grupo N° 2 (resina precalentada) es de 0,055 con un IQR de 0,015 y SD de 0,011 (Tabla. 1).

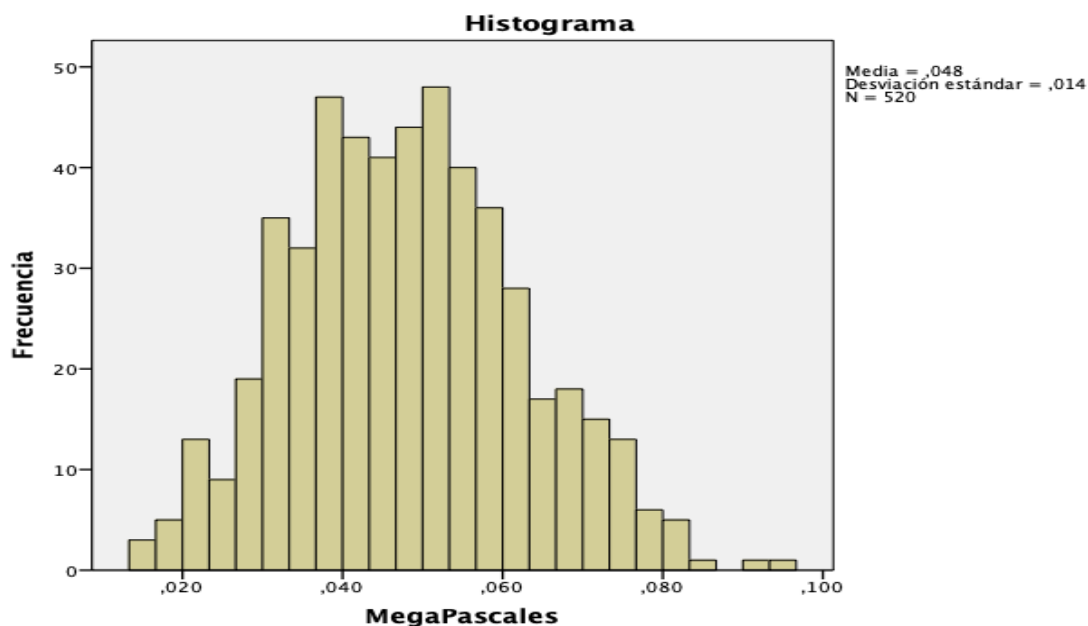


Figura 35. Histograma de la variable mega pascales para los 520 casos analizados

Tabla 1. Mediana de fuerza hasta fractura adhesiva

	Cemento Dual	Resina Precalentada	Total	P
Mediana, (Mp)	0,038	0,055	0,048	> 0,000
Rango intercuartílico, (q25-q75)	0,032 – 0,047	0,048 – 0,063	0,037 – 0,058	

Se realizó una segmentación por grupos a partir de la mediana 0,048, para los datos mayores a la mediana se consideró que se realizó “muchas” fuerza y para los datos menores a la mediana “poca” fuerza. Para el cemento dual (Grupo N° 1) se demostró que se realizó poca fuerza para lograr la fractura adhesiva en un 75,4% de los casos, mientras que para la resina precalentada (Grupo N° 2) solamente se realizó poca fuerza en un 21,2% de los casos. Eso quiere decir que la resina precalentada tiene mayor resistencia adhesiva, es decir necesita mayor fuerza para generar una fractura adhesiva, el valor de p para este análisis es de 0,01 que es estadísticamente significativo. (Tabla N° 2)

Tabla 2. Fuerza por Tratamiento

	Cemento dual	Resina precalentada	Total
Poca fuerza, n (%)	193 (75,4)	56 (21,2)	249 (47,9)
Muchas fuerza, n (%)	63 (24,6)	208 (78,8)	271 (52,11)

Además, los valores de fuerza entre los grupos de tratamiento demostraron ser diferentes estadísticamente ($p < 0,000$) en las dos pruebas de muestras independientes (Tabla. 3)

Tabla 3. Resultados de las pruebas no paramétricas demuestras independientes.

	Hipótesis nula	Prueba	Sig. Estadística	Decisión
1	Las medidas de MegaPascales son las mismas entre las categorías de Tratamiento	Prueba de la mediana para muestras independientes	,000	Rechazar la Hipótesis nula
2	La distribución de MegaPascales es la misma entre las categorías de Tratamiento	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,000	Rechazar la Hipótesis nula
3	La distribución de MegaPascales es la misma entre las categorías y Tratamiento	Prueba de Kolmogorov-Smirnov para muestras independientes	,000	Rechazar la Hipótesis nula

9. Discusión

Los resultados de este estudio demostraron que la resina precalentada presenta mejores características que el cemento dual como material de cementación para cerámico cuando se evalúa la resistencia adhesiva de la unión del sustrato dentario con el material restaurador.

Estos hallazgos coinciden con los de estudios previamente realizados en los que se demostró que elevar la temperatura de la resina mejora la viscosidad permitiendo que la resina se extienda sobre toda la cavidad, logrando que existe una mayor adaptación de la restauración indirecta sobre la estructura dentaria (Bortolotto, Guillarme, Gutemberg, Gutemberg, & Krejci, 2013; Papacchini et al., 2007; Rocca & Krejci, 2008). Además, otros estudios han demostrado que el precalentar la resina y después polimerizarla ayuda a mejorar la conversión del monómero, esto disminuye la posibilidad que la restauración se fracture o cambie de color. (Daronch, Rueggeberg, Moss, & De Goes, 2006; Morais et al., 2012). Sin embargo, mientras mayor sea la temperatura a la que se exponga la resina, se puede llegar a producir que se produzca una descomposición de forma rápida, esto quiere decir que la temperatura influencia en las propiedades mecánicas de la unión de la interfaz diente – material (Morais et al., 2012)

Varios estudios han demostrado que la resistencia adhesiva se encuentra crucialmente afectada debido al acondicionamiento que se le da al sustrato dentario así como a la restauración indirecta (Furtado de Carvalho, Cotes, Kimpara, Pessoa Pereira Leite, & Özcan, 2015). Es por ello que en este estudio se realizó un solo protocolo de acondicionamiento a ambos grupos (arenado + ácido +silano) para que la variable de la interfase de la adhesión se mantuviera controlada y los datos reflejaran las propiedades del material de cementación.

Es importante mencionar que la utilización de esta técnica en los pacientes puede necesitar de algunas otras consideraciones importantes. Por ejemplo, la temperatura podría causar daños en el tejido pulpar; a nuestro mejor entender,

existe un solo estudio (in vitro) que menciona que la restauración se enfría rápidamente y que no produce daño a nivel de este tejido. En este estudio se calentó la resina a 54 y 60 grados centígrados y como resultado se dió un incremento de temperatura en el tejido pulpar de 0.8 y 0.6 grados centígrados respectivamente, en comparación a una restauración que no se precalentó con anterioridad (Daronch et al., 2006). No existe un consenso de que ese grado de variación en la temperatura intrapulpar pueda o no causar una lesión pulpar a corto, mediano o largo plazo.

En la actualidad los requerimientos de los pacientes en el área estética cada vez son más exigentes, esto lleva al profesional a elaborar restauraciones de forma indirecta, ya que estas nos permiten ser más conservadores al momento de realizar la preparación cavitaria que las restauraciones convencionales o directas. (Santos, Santos, & Rizkalla, 2009). El odontólogo tiende a buscar diferentes técnicas y materiales con propiedades como alta resistencia a la compresión, propiedades ópticas que favorezcan la translucidez y fluorescencia, resistencia a la abrasión y que presenten componentes químicos similares a la estructura dental (Della Bona & Anusavice, 2002), que aseguren la longevidad de la restauración.

El éxito de la restauración depende de algunos factores, como un correcto protocolo de grabado y acondicionamiento del material para que exista un vínculo entre el material y la estructura dentaria (Furtado de Carvalho et al., 2015; Sano et al., 1994). También depende del agente cementante, los cementos duales se consideran uno de los mejores materiales para realizar este procedimiento, pero existen estudios que, a pesar de presentar resistencia adhesiva, el tiempo de trabajo es limitado esto produce que al realizar la mezcla para proceder a la cementación se ocasionen grietas y por lo tanto un inadecuado material para la cementación y con el tiempo el fracaso de la restauración (Bortolotto et al., 2013). Cada vez más por las limitaciones que presentan los cementos duales, surge el uso de las resinas precalentadas como un nuevo agente de cementación.

Los resultados de este estudio rechazan la hipótesis de que no existe diferencia en la resistencia adhesiva, entre los agentes cementantes evaluado, es decir entre la resina precalentada y el cemento dual en un modelo de interfaz diente-cerámico, ya que podemos observar que la resina precalentada presenta en promedio mayor resistencia adhesiva (0,055 Mp) que el cemento dual (0,038 Mp). Además, la resina precalentada demostró presentar mayor resistencia adhesiva a la tracción en un 78.8% más con respecto al cemento dual. Estos datos concuerdan con los de experiencias previas con materiales similares. (Corral, Domínguez, & Mattar, 2015; Nogales, Terrazas Soto, & Leiva Buchi, 2011)

A pesar de los resultados favorables de este estudio, la interpretación y posterior utilización de los mismos en los pacientes debe ser realizada con cautela. El diseño experimental in vitro de este estudio hace que estos resultados no sean extrapolables a un escenario clínico en concreto, por lo que la utilización de esta técnica sin el sustento de posteriores investigaciones clínicas en pacientes no es recomendable.

10. Conclusiones

- La fuerza necesaria para producir fracturas adhesivas en cuerpos de prueba de cerómero cementados con resinas precalentadas y cemento dual fue de 0,055 Mega pascales y 0,038 Mega pascales respectivamente.
- Al comparar la fuerza necesaria para producir fracturas adhesivas en cuerpos de prueba de cerómero cementado con resinas precalentadas y cemento dual se encontró que se necesita mayor fuerza (0,017 Mega pascales) para romper la unión adhesiva en el grupo de resina precalentada.
- La mayoría de las fracturas que se produjeron a la microtracción fueron de tipo adhesivas (86,7%), mientras que únicamente el 13,3% fueron fracturas de corona o cemento.

11. Recomendaciones

11.1.1 Recomendaciones para la investigación

- Debido a los favorables resultados obtenidos en el presente estudio, se debería continuar estudiando otras propiedades de las resinas precalentadas como materiales de cementación de restauraciones indirectas tales como la resistencia, durabilidad, etc.
- Para poder extrapolar los resultados de esta investigación a la práctica clínica, es necesario realizar estudios clínicos con pacientes para comprobar si in vivo se producen similares resultados. La mayor resistencia adhesiva demostrada en este estudio no necesariamente demostrará una correlación directa con otros desenlaces de importancia clínica como la falla de la restauración o la seguridad de la aplicación.

11.1.2 Recomendaciones para la práctica clínica

- Debido al diseño in vitro de esta investigación no se pueden extrapolar estos resultados a un escenario clínico específico. Los clínicos deberán sopesar estos resultados con otros estudios laboratoriales, su experiencia clínica y los valores y preferencias de los pacientes.

REFERENCIAS

- Abalos C, J. A. (2004). Comportamiento de la intensidad de la luz en las lámparas halógenas a través de la resina compuesta. *Dentum*, 4(2): 44-9.
- Akgungor, G., Akkayan, B., & Gaucher, H. (2005). Influence of ceramic thickness and polymerization mode of a resin luting agent on early bond strength and durability with a lithium disilicate-based ceramic system. *J Prosthet Dent.*, 94(3), 234–241.
- Andrzejewska, E. (2001). Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. *Progress in Polymer Science (Oxford)*, 26(4), 605–665. [https://doi.org/10.1016/S0079-6700\(01\)00004-1](https://doi.org/10.1016/S0079-6700(01)00004-1)
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (1998). Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*, 14(1), 51–56. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(98\)00009-8](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(98)00009-8)
- Badre, B., & Bennani, A. (2012). Le Courier du Dentiste. *Int J Comput Dent*, 295–303.
- Barrancos, P. . (2015). *Operatoria Dental Avances clínicos, restauraciones y estética*. (EDITORIAL MÉDICA PANAMERICANA, Ed.) (5ta Edició).
- Bayne, S. C. (2005). Dental biomaterials: where are we and where are we going? *Journal of Dental Education*, 69(5), 571–585.
- Bortolotto, T., Guillarme, D., Gutemberg, D., Gutemberg, J., & Krejci, I. (2013). Composite resin vs resin cement for luting of indirect restorations: Comparison of solubility and shrinkage behavior. *Dental Materials Journal.*, 32(5), 834–838.
- Bottino, M. (2001). *Estética En Rehabilitación Oral Metal Free*. (C. Mota, Ed.) (1era Edici). Artes Medicas.
- Breeding, L. C., Dixon, D. L., & Caughman, W. F. (1988). *J @ @ J @ @ @*, 66(4), 512–518.
- Cabanes, G. (2003). Fuentes lumínicas para la fotoactivación en odontología. *Quintessence International*, 16(3).

- Chan, K. C., & Boyer, D. B. (1989). Curing Light-activated Composite Cement through Porcelain. *Journal of Dental Research*, 68(3), 476–480. <https://doi.org/10.1177/00220345890680030801>
- Chu-Chen Y, F. J. (2007). Quantum yield conversion of the photoinitiator camphorquinone. *Dent Mater*, 23:655-64.
- Corral, D., Domínguez, R., & Mattar, R. (2015). Análisis comparativo del grado de sellado marginal de restauraciones cementadas con cemento de resina compuesta y con resina compuesta fluida. *Revista Dental de Chile.*, 106(2), 20–25.
- Daronch, M., Rueggeberg, F., Moss, L., & De Goes, M. (2006). Clinically Relevant Issues Related to Preheating Composite. *Journal Compilation.*, 18(6), 340–350.
- Della Bona, A., & Anusavice, K. (2002). Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 15, 159–167.
- Freedman, G. (2003). Clinical benefits of pre-warmed composites. *Private Dentistry*, 8(5), 111–114.
- Furtado de Carvalho, R., Cotes, C., Kimpara, T., Pessoa Pereira Leite, F., & Özcan, M. (2015). Heat Treatment of Pre-hydrolyzed Silane Increases Adhesion of Phosphate Monomer - based Resin Cement to Glass Ceramic. *Brazilian Dental Journal*, 26(1), 44–49. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201300212>
- Hansen EK, A. H. (1993). Reliability of three dental radiometers. *Scand J Dent Res*, 101: 115-9.
- Hofmann, N., Papsthart, G., Hugo, B., & Klaiber, B. (2008). Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(11), 1022–1028. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2001.00809>.
- Jandt KD, M. R. (2013). A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*, 29: 605-617.

- Knezevic A, T. Z. (2001). Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabilitation*, 28(6): 586-91.
- Kogan F, E. (2006). Cementación de restauraciones de cerámico libres de metal con resina restaurativa precalentada. Evaluación del rango de polimerización. *Revista de La Asociación Dental Mexicana*, 63(4), 131–134.
- Mallat Callis, E. (2007). *Protesis Fija Estetica: Un Enfoque Clínico e Interdisciplinario*. (Septima Ed). Madrid: Elsevier.
- Manso, A. P., Silva, N. R. F. A., Bonfante, E. A., Pegoraro, T. A., Dias, R. A., & Carvalho, R. M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 311–332. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.01.011>
- Masioli, A., & Ponto González, V. (2016). Resistencia adhesiva a la dentina de restauraciones indirectas de composite, Cementadas con cementos resinosos duales y composite precalentado. In *Gaceta Dental*. (Ed.), *Odontología Restauradora de la A a la Z*. Sao Paulo. Retrieved from <http://www.gacetadental.com/2014/01/resistencia-adhesiva-a-la-dentina-derestauraciones-indirectas-de-composite-46824/>.
- Melara, M. R. (2008). Actualización de los diferentes tipos de lámparas de polimerización. *Odontología Pediátrica*, 16(3).
- Morais, A., Rachid Abreu dos Santos, A., Giannini, M., Figueiredo Reis, A., Rodrigues, J. ., & Galvão Arrais, C. . (2012). Effect of pre-heated dual-cured resin cements on the bond strength of indirect restorations to dentin. *Braz Oral Res.*, 26(2), 170–176.
- Neumann, M. G., Schmitt, C. C., Ferreira, G. C., & Corrêa, I. C. (2006). The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dental Materials*, 22(6), 576–584. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.06.006>
- Nogales, E., Terrazas Soto, M., & Leiva Buchi, M. (2011). Sellado marginal en restauraciones indirectas, cementadas con dos sistemas adhesivos diferentes. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación*

- Oral*, 4(3), 106–109. <https://doi.org/10.4067/S0719-01072011000300004>
- Myers ML, C. W. (1994). Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement . *J Prosthodont*, 3(3) 149-157.
- Ogunyinka A, P. W. (2007). Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dent Mater*, 23: 807-13.
- O'Keefe, K., Pease, P., & Herrin, H. (1991). Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *J Prosthet Dent.*, 66(4), 434–438.
- Oliveria Saraiva, L., Rodrigues Aguiar, T., Costa, L., Correr-Sobrinho, L., Muniz, L., & Mathias, P. (2013). Effect of different adhesion strategies on fiber post cementation: Push-out test and scanning electron microscopy analysis. *Contemp Clin Dent*, 4(4), 443–447. <https://doi.org/10.4103/0976-237X.123022>
- Papacchini, F., Magni, E., Radovic, I., Mazzitelli, C., Monticelli, F., Goracci, C., Ferrari, M. (2007). Effect of Intermediate Agents and Pre-heating of Repairing Resin on Composite-repair Bonds. *Operative Dentistry*, 32(4), 363–371.
- Peumans, M., Hikita, K., De Munck, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2007). Bond durability of composite luting agents to ceramic when exposed to long-term thermocycling. *Operative Dentistry*, 32(4), 372–379. <https://doi.org/10.2341/06-106>
- Peutzfeldt A, A. E. (1998). Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater*, 14(1):51-6.
- Porntida Visuttiwattanakorn*, K. S. (2017). Microtensile bond strength of repaired indirect. *J Adv Prosthodont*, 9:38-44.
- Rocca, G., & Krejci, I. (2008). Bonded indirect restorations for posterior teeth. The luting appointment. *Quintessence International*, 38(7), 543–53.
- Rueggeberg P, J. D. (1993). Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. . *Int J Prosthodont*, 6: 364-70.

- Sakaguchi R, P. J. (1993). *Restorative Dental Materials*. EE.UU : Mosby 199-203.
- Sakaguchi, R., Ferracane, J., & Powers, J. (2019). *Restorative Dental Materials*. (Mosby, Ed.) (14 th Edit). E.E.U.U: Elsevier.
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., & Al., E. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 10, 236–240.
- Santos, G., Santos, M., & Rizkalla, A. (2009). Adhesive Cementation of Etchable Ceramic Esthetic Restoration. *JCDA*, 75(5).
- Schneider L, C. S. (2006). Effect of time and polymerization cycle on the degree of conversion of a resin compositite. *Oper Dent*, 31(4): 489-95.
- Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured.pdf, 23, 1819–1829.
- Simon, J., & Darnell, L. (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent*. 2012, 33(1), 28–38.
- Tarle Z, K. A. (2006). Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper Dent*, 31(2): 219-26.
- Tay, F. A. (1996). Resin permeation into acid-conditioned, moist and dry dentin: A paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res*, 75(4):1043-44.
- Visuttiwattanakorn, P., Suputtamongkol, K., Angkoonsit, D., Kaewthong, S., & Charoonanan, P. (2017). Microtensile bond strength of repaired indirect resin composite. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(1), 38–44. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.1.38>
- Wataha, J., Lewis, J., Lockwood, P., Noda, M., Messer, R., & Hsu, S. (2008). Response of THP-1 monocytes to blue light from dental curing lights. *Journal of Oral Rehabilitation*. , 35 (2): 105–10.
- Wiggins, K., Hartung, M., Althoff, O., Wastian, C., & Mitra, S. (2004). Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *Journal of the American Dental Association*, 135 (10): 1471–9.

