FUERZA ADHESIVA DE RESTAURACIONES INDIRECTAS EN RESINA COMPUESTA UTILIZANDO DOS TÉCNICAS DE CEMENTACIÓN: ESTUDIO *IN VITRO*

AUTORES
DANIELA LARGACHA GONZALEZ
KARLY VIVIANA RODRIGUEZ ROBAYO
SEBASTIAN REVELO VITERI

DIRECTOR
DR. AIMER GIOVANNY URREGO CUERO
ODONTOLOGO ESPECIALISTA EN BIOMATERIALES DENTALES
UNIVERSIDAD SANTIAGO DE CALI

ASESOR CIENTIFICO
DR. AIMER GIOVANNY URREGO CUERO
ODONTOLOGO ESPECIALISTA EN BIOMATERIALES DENTALES
UNIVERSIDAD SANTIAGO DE CALI

ASESOR METODOLOGICO
DR. CARLOS MARTINEZ
DRA. ADRIANA JARAMILLO ECHEVERRY
SUBDIRECTORA CENTRO DE INVESTIGACION
COLEGIO ODONTOLOGICO CICO CALI

ASESOR ESTADISTICO
DR. JULIAN TAMAYO CARDONA
ESTADISTICO CON MAESTRIA EN INGENIERIA
PROFESOR INVESTIGADOR
COLEGIO ODONTOLOGICO CALI

COLEGIO ODONTOLOGICO
INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
REHABILITACIÓN ORAL

2019-08-30

Nota de aceptación

_____

_____

_____

_____

_____

_____

_____

_____

_____
Firma del presidente del jurado

_____
Firma del jurado

_____
Firma del jurado

Santiago de Cali, 27 de julio de 2026

DEDICATORIA

A Dios por darnos las capacidades necesarias para cumplir nuestros propósitos. A nuestros padres por ser partícipes de nuestro proceso y ser la motivación y apoyo constante en las diferentes etapas de la vida.

AGRADECIMIENTOS

El autor expresa sus más sinceros agradecimientos:

Agradecemos a la Universidad Autónoma de Occidente por su apoyo en la ejecución del trabajo de campo, especialmente a Dennis Eduardo Penagos, Auxiliar de Laboratorio de Materiales y al Ingeniero Fabio Salazar director de laboratorio, a Importaciones dental Universitario por donarnos insumos para realizar los cuerpos de muestras y a todos los docentes que nos acompañaron en la asesoría y ejecución de nuestro trabajo de Grado.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCION 10

2. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN 12

3. MARCO TEORICO 13

3.1 HISTORIA 13

3.2 ESTRUCTURA DENTAL Y PROPIEDADES 14

3.3 ASPECTOS TEÓRICOS DE LA ADHESIÓN Y TIPOS DE FALLA..... 15

3.4 RESINAS COMPUESTAS..... 22

3.5 EFECTOS DEL PRECALENTAMIENTO DE LAS RESINAS COMPUESTAS . 29

3.6 RESINA DE NANORELLENO *ENA HRI MICERIUM*®..... 31

3.7 PRUEBAS DE FATIGA: 32

3.8 CEMENTOS RESINOSOS 35

4. OBJETIVOS 39

4.1 OBJETIVO GENERAL 39

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS 39

5. METODOLOGÍA 40

5.1 DISEÑO DEL ESTUDIO 40

5.2 POBLACIÓN OBJETIVO..... 40

5.2.1 Criterios de selección 40

5.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO 40

5.3.1 Cálculo del tamaño de muestra. 40

5.3.2 Diseño de muestreo. 41

5.3.3 Variables. 49

5.3.4 Cuadro operacional de las variables 49
5.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO 49
5.5 CONSIDERACIONES ÉTICAS 50
6. RESULTADOS 51
7. DISCUSION 53
8. RECOMENDACIONES 57
9. CONCLUSIONES 58
10. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICA 59
ANEXOS 62

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Definición operacional de las variables.

Tabla 2. Medidas de la resistencia por grupos.

LISTA DE GRAFICOS

Insertar / actualizar tabla de contenido.

GLOSARIO

- **CAD / CAM:** Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
- **Inlay:** Restauración intracoronal fija; una restauración dental hecha fuera de un diente para corresponder a la forma de la cavidad preparada, que es luego lamido en el diente.
- **Onlay:** Restauración de cobertura parcial que restaura una o más cúspides y superficies oclusales y se retiene por medios mecánicos o adhesivos.
- **Anisotrópico:** propiedad de un material donde muestra características mecánicas diferentes cuando la carga se aplica en diferentes direcciones.
- **Ph:** Coeficiente que indica el grado de acidez o basicidad de una solución acuosa.
- **Mpa:** Megapascales, equivalente a 10^6 Pascales que son unidades de presión
- **Bis GMA:** Bisfenol Glicidil Metacrilato
- **Smear Layer:** Es una capa de detritus que se produce durante la instrumentación o preparación, contiene tanto materiales orgánicos como inorgánicos. También puede contener bacterias y subproductos.
- **PMMA:** Polimetil Metacrilato.
- **UDMA:** Uretano de Metacrilato
- **TEGMA:** Trietileno Glicil Metacrilato
- **Pirolisis:** degradación por efecto del calor sin la presencia de oxígeno
- **Titanatos:** compuesto inorgánico con propiedades piso eléctricas, compuesto por oxido de bario y titanio
- **BTH:** Hidroxitolueno butilado, cristales blancos con olor caracteristicos utilizado también en industria alimenticia, hule, plásticos , elastómeros entre otros, su materia prima es , **p-Cresol – isobuteno.**
- **UV:** Ultra Violeta, radiación electromagnetica cuya longitude de onda esta comprendida entre los 100 y 360 nanometros.

- **DMAEMA :** Dimetil aminoetil metacrilato
- **LED:** Luz emitida por Diodos
- **Colisión:** situación en la cual dos o más objetos, cuerpos, entre otros, chocan de manera violenta por encontrarse en el mismo camino.
- **Nm:** Nanometros, unidad de longitud utilizada para medir la longitud de onda de la luz. Es equivalente a 1×10^{-9} metros.

1. INTRODUCCION

Las restauraciones indirectas son una alternativa de tratamiento frecuentemente utilizada para devolver a los dientes su función y estética, sin embargo, han surgido dificultades respecto a su componente de cementación. Para la cementación de este tipo de restauraciones se encuentran diversas opciones, entre ellas los cementos resinosos fotopolimerizables y la cementación mediante resina precalentada. El objetivo de este estudio fue evaluar las fuerzas adhesivas máximas antes de la falla de unión entre el esmalte y las restauraciones indirectas de resina compuesta cementada con una resina precalentada comparado con un cemento resinoso fotopolimerizable. El principal aporte de esta investigación fue comparar, mediante pruebas *in vitro*, la cementación con resina precalentada (Micerium®) y cemento resinoso fotopolimerizable, para que, una vez estudiadas las propiedades físicas de cada uno, específicamente la fuerza adhesiva, los odontólogos generales y especialistas, puedan discernir las diferencias y ventajas y así guiar la escogencia del material cementante. Se realizó un estudio experimental *in vitro* en 74 cuerpos de prueba conformados por discos de resina microhíbrida (P60® de la casa comercial 3M) elaborados según la norma ISO 4049 y fotocurado con una lámpara *VALO* ® de potencia estándar 1000 mw/cm^2 por 20 segundos cementados a premolares extraídos recientemente con fines ortodónticos y se dividieron en dos grupos de 37 cuerpos de muestra cada uno. El primero grupo se cementó con cemento resinoso fotopolimerizable (Variolink Venner ®, Ivoclar Vivadent) el segundo grupo se cementó con resina precalentada Micerium® (ENA HRi), se realizó pruebas de cizallamiento en una máquina universal INSTRON 3366 para

cada espécimen aplicando una velocidad de cruceta 0.2 mm por minuto hasta que se presentó el desalojo de la restauración.

2. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

Las restauraciones indirectas, son una alternativa de tratamiento frecuentemente utilizada para devolver a los dientes su función y estética, sin embargo, han surgido dificultades respecto a su componente de cementación. Para la cementación de este tipo de Restauraciones se encuentran diversas opciones entre ellas los cementos resinosos fotopolimerizables y la cementación mediante resina precalentada. En estudios *in vitro*, se pueden evaluar diversas propiedades de estos materiales, como son la dureza, el color, las fuerzas compresivas, flexurales y el módulo elástico, entre otras, en la actualidad es limitada la literatura del comportamiento biomecánico de la resina precalentada utilizada como agente cementante, por lo tanto, el presente estudio partió de la siguiente pregunta:

¿Existen diferencias en cuanto a la fuerza máxima de tipo cizallamiento en la cementación de restauraciones indirectas en esmalte entre una resina precalentada y un cemento resinoso fotopolimerizable?

Cuando se pretende realizar pruebas de fatiga como cizallamiento, que fue realizada en el presente estudio pueden ser llevadas a cabo mediante estudios *in vitro* por las ventajas que este abarca como la posibilidad de medir el parámetro especifico manteniendo las otras variables constantes, ser capaz de probar simultáneamente varios grupos dentro de la metodología de un estudio, entre otros.

Aunque su principal limitante es que no son directamente extrapolables a la situación *in vivo.*

3. MARCO TEORICO

3.1 HISTORIA

Las resinas se inventaron en 1947, con estas llegaron sus ventajas y desventajas, dentro de sus ventajas la más destacable era la estética, pero estas presentaban un mayor coeficiente de expansión térmica y una alta contracción de polimerización que finalmente llevo a la filtración marginal, sensibilidad posoperatoria, caries secundaria y pigmentaciones marginales Para superar estos inconvenientes se añadieron partículas de carga, pero los rellenos no podían unirse con la matriz y se mantuvo separados, un gran descubrimiento por el Dr. Michael Buonocore, fue el ácido fosfórico para aumentar la unión mecánica de la resina al esmalte en 1955, esto abrieron nuevas puertas en el mundo de las resinas y la odontología, Con la introducción del sistema de luz de curado ultravioleta la odontología estética se hizo más conveniente y eficiente pues la activación de las cadenas poliméricas de realizo por medio de la luz y fueron denominadas resinas de fotocurado.

En cuanto a las restauraciones indirectas se encontró evidencia de uso de restauraciones colados en Mesopotamia 300 A.C donde se utilizaba el cobre para dicho fin, el arte de la fundición se introdujo en Egipto en el año 250 a.c hay se introdujo el proceso de cera perdida los romanos adaptaron y desarrollaron técnicas de prótesis dental que desaparecieron por completo en Europa hasta el siglo XVIII, después de eso los chinos desarrollaron aleaciones de bronce especificas e hicieron uso elaborados del proceso de cera perdida para producir piezas fundidas las fundiciones más antiguas eran incrustaciones de oro que se encontraban en los dientes de los nativos de ecuador e indios precolombinos. Hoy en día el sistema CAD-CAM está siendo utilizado para la fabricación de restauraciones indirectas

tipo Inlay y onlays de alta resistencia y recisión, la primera restauración cerámica se hizo en 1985 utilizando un dispositivo CAD-CAM de dos dimensiones en el años 2000 CEREC se introdujo con gráficos tridimensionales (1)

3.2 ESTRUCTURA DENTAL Y PROPIEDADES

Para saber qué sucede con la pérdida de estructura dental, es necesario conocer cómo se comportan los tejidos y cómo afectan las fuerzas que se ejercen sobre el diente.

3.2.1 ESMALTE:

Tiene origen ectodérmico, con un componente orgánico compuesto por proteínas y un componente inorgánico compuesto por cristales de hidroxiapatita, fluoroapatita, carbonato en un 95%, en su estructura contiene prismas, que varían de espesor y orientación, con una estructura cristalina, la dureza del esmalte varía de acuerdo a la orientación de los prismas, esto hace que en las superficies oclusales sea más duro que en la zona cervical, en oclusal la dirección es oblicua, en la unión amelocementaria son perpendiculares y en cervical son rectos, el esmalte tiene un comportamiento anisotrópico que quiere decir que sus propiedades mecánicas cambian dependiendo a su forma, el sitio de aplicación de fuerzas y la estructura, hacia la cúspide hay mayor dureza que hacia la unión amelocementaria.

3.2.3 PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DEL ESMALTE

3.2.3.1. RESISTENCIA AL DESGASTE:

Los factores que influyen en la resistencia dependen de la estructura y la dureza del esmalte, el área de faceta de desgaste, la duración del contacto, la velocidad de aplicación, la temperatura y el pH en la cavidad y el tipo de carga que se aplique.(2)

3.2.3.2. RESISTENCIA TENSIL:

Depende del contenido orgánico, como el esmalte es altamente mineralizado es frágil a la tracción, esto también se debe a que su módulo elástico es alto con respecto a la dentina , lo que hace que se produzca deformación plástica y elástica (2, 3)

3.2.3.3. RESISTENCIA COMPRESIVA

Depende de su localización, en los extremos cuspídeos es alta, seguido por la zona lateral y en la superficie oclusal central es menor. (2, 3)

3.2.3.4. MÓDULO ELÁSTICO

Se refiere a la rigidez en un intervalo de elasticidad y es alto comparado a la dentina, también es anisotrópico donde los prismas del esmalte son paralelos al eje axial del diente, es menor cuando los prismas son perpendiculares. (2, 3)

3.3 ASPECTOS TEÓRICOS DE LA ADHESIÓN Y TIPOS DE FALLA

3.3.1. ADHESIÓN Según la definición de la Asociación Americana de Ensayo de Materiales (ASTM) la adhesión es el estado en el cual dos superficies de materiales diferentes se mantienen unidas por efecto de fuerzas inter-faciales. La cohesión por el contrario es la atracción que ocurre entre moléculas del mismo material (4)

En odontología, los avances en la adhesión entre materiales diferentes y entre el diente y materiales dentales han sido fundamentales para el progreso de la restauración oral. Tanto el desarrollo de nuevos materiales adhesivos y cementantes como de procedimientos para modificar la superficie con el fin de mejorar la fuerza de adhesión, especialmente mediante el grabado de la superficie de esmalte o dentina, han sido fundamentales para la rehabilitación oral moderna. En una revisión del tema de la adhesión y cohesión, A. von Fraunhofer 2012) (4) explica las diferencias entre estos dos términos y las fuerzas que operan. Estas fuerzas son especialmente de naturaleza química (enlaces iónicos, covalentes y metálicos) pero también existen fuerzas de adhesión /cohesión mecánica, como las resultantes de la traba mecánica entre dos superficies rugosas. (5)

Se pueden distinguir los siguientes tipos de adhesión (4):

Adhesión química: Es la debida fundamentalmente a enlaces iónicos, incluyendo el enlace por puentes de H y / o covalentes. Entre los enlaces covalentes se incluyen casi todos los enlaces entre compuestos orgánicos como son los polímeros artificiales usados en rehabilitación y los polímeros naturales, como las proteínas que juegan un papel fundamental en el caso de la adhesión biológica de las células en los tejidos (5).

Adhesión dispersiva o fisisorción: Es la debida fundamentalmente a fuerzas de van der Waals, que son fuerzas de atracción entre zonas de una misma molécula que tienen polaridad, es decir, tienden a tener carga negativa por una alta densidad de electrones o carga positiva por deficiencia relativa de electrones o presencia de iones positivos.

Adhesión difusiva: Algunos materiales se pueden entremezclar por difusión, lo cual ocurre típicamente cuando las moléculas tienen movilidad (como en las resinas fluidas) o son solubles una en otra. Por ejemplo, las interacciones entre el monómero metil metacrilato y una resina acrílica son de tipo difusivo.

Adhesión mecánica: Antes del curado, los adhesivos fluidos pueden desplazarse sobre el sustrato (esmalte / dentina) llenando los vacíos y poros debidos a las irregularidades de la superficie. Por ello, la rugosidad producida por diferentes medios como el grabado ácido, el tratamiento con láser o el arenado, aumenta la fuerza de adhesión.

Debido a las diferencias entre adhesión y cohesión, la falla de la adhesión entre dos materiales se puede clasificar en 3 categorías: 1) Falla adhesiva, cuando la desunión o desprendimiento ocurre entre dos materiales diferentes; 2) Falla cohesiva, cuando ocurre al interior de un mismo material; 3) Falla mixta. Por ejemplo, en el caso de que la superficie de unión sea la interface entre esmalte dental de una corona y una resina, podría haber falla adhesiva si se separa la resina del esmalte y falla cohesiva al interior de la resina o al interior del esmalte.

A) Cohesiva en dentina. **B)** cohesiva en resina **C) adhesiva** (interfase dentina-adhesivo **D) adhesiva** (interfase Resina- Adhesivo) E**)** Mixta (dentina- Adhesivo-Resina) pequeñas porciones de dentina o resina envueltas en las superficies fracturadas F**)** Mixta (dentina- Adhesivo- Resina grandes porciones de dentina o resina envueltas.

La resistencia adhesiva o fuerza de adhesión entre dos materiales depende de la interacción entre ellos y del área de contacto. La fuerza que se debe ejercer para que ocurra la falla o desprendimiento, es diferente según la dirección en que se aplica: paralela a la interface (fuerza tangencial), perpendicular a ella (fuerza tensional) o con un ángulo de aplicación. Por ello existen tres métodos para evaluar la fuerza de adhesión (Eren et al 2013) (6). Otros factores que influyen en la fuerza de adhesión son: el ángulo de contacto y la tensión superficial y la presencia de agentes de unión o la aplicación de tratamientos de superficie para incrementar la traba mecánica entre los dos materiales adheridos.

Los sistemas adhesivos actuales han permitido mejorar los procedimientos clínicos tanto en la evolución de los componentes y su mecanismo de acción, como en la disminución del tiempo operatorio de aplicación de cada uno de ellos, brindando una eficacia clínica aceptable y predecible. Esta demanda de efectividad ha dado lugar a una gran variedad de sistemas adhesivos. (7)

Primera Generación

Los sistemas de unión de primera generación fueron publicados por Buonocore en 1956, quienes demostraron que el uso de dimetacrilato de ácido glicerofosforico (NPGA-GMA) que se unirá a la dentina grabada con ácido. Estos agentes de enlace se diseñaron para enlaces iónicos a hidroxiapatita o para enlaces covalentes con colágeno.(8) Son caracterizados por tener ácidos más débiles para el acondicionamiento del sustrato, teniendo ácidos en menor concentración (7). Presentaba una resistencia a la unión entre 2 y 3 Mpa, pero descendiendo considerablemente cuando entraba en contacto con agua, su principal problema era

su inestabilidad y su sensibilidad a la presencia de humedad junto con una gran contracción a la polimerización por lo tanto no se podía lograr una adhesión estable y fuerte a la dentina (7)

Segunda Generación

La segunda generación de agentes de unión a la dentina se introdujo a fines de la década de 1970 y busco mejorar los agentes de acoplamiento que se utilizaron en la primera generación de adhesivos, utiliza principalmente fosfatos polimerizables agregados a las resinas Bis-GMA para promover la unión al calcio en la estructura dental mineralizada.(8)Estos sistemas adhesivos demostraron un incremento en su resistencia a la unión tanto a esmalte como a dentina y a partir de esta generación es cuando se empiezan a reconocer como sistemas adhesivos a esmalte y dentina. Este cambio genero aumento de la resistencia a la unión, pero con muchos fracasos clínicos y sus valores de unión estaban entre 4 y 6 Mpa. (7)

Tercera Generación

A finales de la década de 1970 y principios de la década de 1980, se presentaron agentes de adhesión de dentina de tercera generación, estos introdujeron un cambio importante, el grabado acido de la dentina para modificar o eliminar parcialmente el Smear Layer (8). Implementan la utilización de primer para la preparación de la superficie de la dentina para obtener una mejor humectación del adhesivo, estos son ácidos débiles o una mezcla de ácidos a baja concentración, pero con la capacidad de remover, alterar o modificar la capa de dentina que se

localiza en la superficie de la dentina. La adhesión obtenida por estos sistemas recae principalmente en la interacción mecánica del adhesivo a dentina. (7)

Cuarta Generación

En los años 80 y 90, se introdujeron agentes de unión de dentina de cuarta generación, fue la primer en lograr la eliminación completa del Smear Layer y se consideró el Gold Standard en la unión con la dentina. En esta generación, los tres componentes principales son: grabador, primer y adhesivo, se encuentran en recipientes separados y se aplican secuencialmente. (8) Presentaron una adhesión más fuerte, más estable y sus valores de unión están en un rango de 20 Mpa y redujeron significativamente la filtración del margen en comparación con los sistemas anteriores, estos sistemas son muy efectivos cuando se usan correctamente, tiene una buena evidencia clínica a largo plazo y son los más versátiles de todas las generaciones.

Quinta Generación

En la de cada de 1990 y en la década en curso, los sistemas de unión de quinta generación buscaron simplificar el proceso de adhesión de cuarta generación al reducir los pasos clínicos. Se distinguen por ser un sistema de un solo paso o una botella (primer+adhesivo) que se aplicara sobre el esmalte y la dentina simultáneamente con un ácido fosfórico de 35- 37% durante 15-20 segundos(8)El recurso de la obtención de adhesión a dentina con la formación de una capa híbrida se manifiesta y se consolida como el mejor mecanismo. los sistemas adhesivos de

la quinta generación, fue consolidar la formación de la capa híbrida y la búsqueda de adhesión química, pero con la idea de la simplificación de la técnica. (7)

Sexta Generación

Fueron introducidos en la última década de 1990 y principios de la década de 2000, también conocidos como “primers de autograbado”, intentaron eliminar el paso de grabado o incluirlo químicamente en uno de los otros pasos: (imprimador de autograbado + adhesivo) imprimador ácido aplicado primero al diente, seguido de adhesivo o (adhesivo de autograbado) dos frascos o dosis unitarias que contienen imprimación ácida y adhesivo(8).Los adhesivos de sexta generación se adherirán bien a la dentina (41 MPa a las 24 horas), el enlace al esmalte es al menos un 25% débil al esmalte, luego los adhesivos de cuarta y quinta generación en los estudios de datos agrupados. Varios médicos respetados han utilizado adhesivos de sexta generación para adherirse a la dentina después de grabar selectivamente el esmalte.

Séptima Generación

Los sistemas de unión de séptima generación se introdujeron a finales de 1999 y principios de 2005. El sistema de autograbado de séptima generación o de una botella representa la última simplificación de los sistemas de adhesivos. Con estos sistemas, todos los ingredientes requeridos para la unión se colocan y envían desde una sola botella

3.4 RESINAS COMPUESTAS

Las resinas compuestas son un grupo de biomateriales odontológicos que permite reemplazar, además del tejido dental perdido, la estética, dada su capacidad de aceptar pigmentos en su composición. Surgen en 1962 cuando el Dr. Bowen sustituye el componente orgánico, anteriormente PMMA por un bisfenol A glicidil metacrilato (bis-GMA), una resina bifuncional, y un agente de unión de Silano orgánico que mediaba la unión entre las partículas de relleno y las moléculas de bis-GMA (9),(10).

Composición de las resinas compuestas:

Las Resinas Compuestas se encuentran formadas entonces por tres componentes principales; la matriz orgánica, una fase dispersa inorgánica y un agente de unión, además de una serie de otros elementos como pigmentos, opacadores, inhibidores de polimerización, un iniciador y un activador del proceso de polimerización. Las características de estos componentes serán expuestas en detalle a continuación.

Matriz Orgánica:

Compuesta normalmente por una mezcla de monómeros de dimetacrilato alifáticos y/o aromáticos. El bis-GMA, dimetacrilato de uretano (UDMA) y el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA) son los monómeros más empleados. El bis-GMA, y el UDMA presentan un elevado peso molecular, esto disminuye

considerablemente la contracción de polimerización en relación con moléculas más livianas como el metil metacrilato. Además, el uso del dimetacrilato mejora el entrecruzamiento, la fuerza y rigidez del polímero. Sin embargo, la elevada viscosidad del bis-GMA exige mezclarlo con monómeros de mayor fluidez como el TEGDMA a fin de conseguir mejores condiciones de manipulación y lograr agregar una proporción adecuada de relleno al material (9) (10).

Fase dispersa inorgánica:

Su propósito principal es controlar la contracción de polimerización y reducir el coeficiente de variación dimensional térmica del material disminuyendo la proporción de matriz orgánica. Este aumento en la proporción de relleno incrementa además la viscosidad, haciendo más fácil su manipulación. El contenido inorgánico permite mejorar sustancialmente las propiedades mecánicas del material, se ven aumentadas la resistencia a la compresión y a la tracción, una mayor rigidez y un aumento de la resistencia al desgaste; se logra además disminuir la absorción de agua, el reblandecimiento y la tinción. La adición de una fase inorgánica puede aportar también otras propiedades a la mezcla, como la radiopacidad, incluyendo cristales de bario (Ba) y estroncio (Sr). Sin embargo, muchas de estas mejoras son factibles solamente si las partículas inorgánicas se encuentren bien adheridas a la matriz orgánica a través de un agente de unión. En caso contrario las partículas de relleno actúan debilitando la matriz (9).

Las partículas de relleno se obtienen mediante pulverizado o triturado de cuarzo o cristales obteniendo partículas de entre 0,1 y 100 μm. Las partículas más pequeñas correspondientes a sílice amorfa de 0,04 μm aprox., son obtenidas por un proceso de pirólisis en que un compuesto de sílice se quema en una atmósfera rica en O2 y H2 para formar macromoléculas de Dióxido de Sílice (SiO2). Además, la cantidad de relleno, el tamaño medio de partícula, la distribución de los tamaños de esta, su índice de refracción, radiopacidad y dureza del relleno afectan la forma en la que se comportará la resina compuesta y su aplicación clínica.

El cuarzo se ha utilizado como relleno, especialmente en la formulación de las primeras resinas compuestas, es químicamente inerte y de una dureza muy alta, haciéndolo difícil de pulverizar a tamaños pequeños de partícula. Además, esta característica lo hace difícil de pulir y siendo también potencialmente abrasivo para las piezas naturales. La sílice amorfa en cambio, a pesar de poseer la misma estructura química y un índice de refracción similar al cuarzo no presenta una matriz cristalina y tiene una dureza menor, lo que permite obtener resinas compuestas menos abrasivas. Los rellenos que consisten en óxidos de metales pesados a pesar de entregar radio-opacidad son también más susceptibles al ataque ácido derivado de los fluidos estomacales. Mientras que el vidrio puede además ser deteriorado por soluciones de fluoruro acidulado y debido a esto, las resinas compuestas con este tipo de relleno pueden ser menos resistentes a la abrasión y tener una vida útil más corta que las resinas con relleno de sílice (9).

Agente de Unión:

Este cumple la misión de dar integridad al material compuesto, uniéndose químicamente a la fase dispersa y luego a su vez a la matriz orgánica, lo que permite transmitir el estrés ejercido en la matriz más flexible a las partículas de relleno de mayor rigidez. Si bien pueden emplearse titanatos y zirconatos como agentes de unión, son más comunes los llamados organosilanos (9) (11) (12), Estos son capaces de unirse por sus grupos silanol (-Si-OH), por medio de un enlace siloxano (-Si-O-Si-), a las partículas inorgánicas y por un enlace covalente gracias a sus grupos metacrilato a la matriz orgánica (9).

Modificadores Ópticos:

Los pigmentos y modificadores ópticos corresponden normalmente a óxidos metálicos que son agregados en pequeñas cantidades y ajustados para asemejar los tejidos de esmalte o dentina. Como opacificadores son empleados el dióxido de titanio y óxido de aluminio en cantidades muy pequeñas (0.001% a 0.007% en peso debido a que son altamente eficaces. Todos los modificadores ópticos afectan la transmisión de la luz, por lo que se debe considerar que los tonos más oscuros y opacos de resinas de fotocurado requerirán de mayor tiempo de exposición o de capas más delgadas para lograr una completa polimerización (9, 13)

Inhibidores:

Los inhibidores se encuentran presentes en todas las resinas compuestas y como su nombre lo dice, inhiben la polimerización accidental de la resina compuesta. Esto es debido a que un inhibidor corresponde a una molécula de alta afinidad por los radicales libres y es capaz de reaccionar con ellos antes que estos inicien la reacción de polimerización. Uno de los inhibidores más utilizados es el Hidroxitolueno butilado (BTH) presente en una cantidad de alrededor del 0,01% en peso. La capacidad de inhibición está en directa relación a la cantidad de inhibidor, puesto que, al agotarse, comienza la reacción de polimerización (9)

Iniciadores y Activadores:

Las resinas compuestas polimerizan por un mecanismo de adición iniciado por radicales libres y los iniciadores y activadores determinan la forma en que se inicia la reacción de polimerización. La reacción en cadena comienza al ser estimulado el iniciador ya sea por una reacción química o por efecto de un estímulo físico. Mientras que para las resinas compuestas directas son utilizados los mecanismos de activación química y por luz, las resinas indirectas pueden valerse de reacciones mediadas por luz, calor o microondas para lograr mejores propiedades mecánicas (9) (10) (12). Al variar estos componentes según el sistema de activación utilizado por cada resina compuesta resulta más cómodo su entendimiento al exponer cada mecanismo de activación por separado.

3.4.1. Mecanismo de Activación de las Resinas Compuestas

Activación Química:

Las resinas activadas por medios químicos son de uso clínico y vienen normalmente en una presentación de dos pastas donde un tubo contiene el iniciador, normalmente peróxido de benzoilo (PB), y una amina aromática en el segundo tubo como activador, por ejemplo, N-dimetil-p-toluidina. Al reaccionar juntos se liberan los radicales libres que inician la reacción de polimerización. Este mecanismo de polimerización se emplea actualmente en algunos cementos dentales y en conjunto con un sistema de activación por luz en los llamados cementos de curado dual.

Algunos de los problemas asociados a este tipo de resinas son el tiempo de trabajo limitado por la duración de la reacción de polimerización y la incorporación de aire durante la mezcla, que tiene un efecto de inhibidor de la polimerización, y resulta en una resina con menores propiedades mecánicas (9). Este último punto, sin embargo, ha sido sorteado por los fabricantes por medio de presentaciones que incluyen puntas de mezcla automática.

Activación por Luz:

La activación por luz corresponde al mecanismo de activación más usado en la actualidad. Este tipo de resinas se comercializa en una sola jeringa y no requiere mezcla por lo que se encuentra exento de las complicaciones asociadas a las

resinas activadas químicamente. Inicialmente se desarrollaron resinas que eran activadas mediante luz UV, los que iniciaban la liberación de radicales libres. Sin embargo, este sistema fue remplazado por la activación por luz visible dado que las longitudes de onda en el rango ultravioleta revestían un peligro para los operadores, y comprendía, además, la posibilidad de modificar la flora bacteriana por la exposición a este tipo de radiación (9) (10). Además, la polimerización por luz visible permitió obtener una mayor profundidad de polimerización.

Actualmente para su activación con luz visible, el sistema de iniciación corresponde a un fotosensibilizador, normalmente canforoquinona (CQ), que, en su estado excitado, interactúa con una amina alifática como iniciador en presencia de luz. La CQ absorbe luz con longitudes de onda entre los 400 y 500 nm con un valor máximo de 468nm y se utiliza en pequeñas cantidades de menos de 0,2% en peso. Asimismo, la amina también se utiliza en pequeñas cantidades de aproximadamente 0,15% en peso como co-iniciador. Son varias las moléculas adecuadas para interactuar con la CQ como el dimetilaminoetil metacrilato (DMAEMA) (9).

La polimerización comienza al alcanzar una cantidad critica de radicales libres. Esto requiere que una cantidad determinada de fotones sean absorbidos por el sistema de iniciación, lo que está en directa relación a la longitud de onda, intensidad y duración de la exposición. Hay diferencias sustanciales en los rangos de longitud de onda e intensidad entre los distintos tipos y marcas de unidades de

polimerización (9). Como mencionamos, múltiples fuentes de luz se emplean actualmente para la activación de este tipo de resinas, siendo las más utilizadas la luz halógena de cuarzo-tungsteno (QTH) y luz emitida por diodos L.E.D. (9) (10) Sin embargo otras fuentes de luz se encuentran disponibles e incluso algunos sistemas de resinas para laboratorio cuentan con unidades de polimerización propios (14).

3.5 EFECTOS DEL PRECALENTAMIENTO DE LAS RESINAS COMPUESTAS

Como la resina Micerium® es precalentada, se revisaron también estudios sobre el efecto del precalentamiento en las propiedades de las resinas. El estudio de da Silva et al, 2015 (15) describe que la interacción entre resinas compuestas y el ambiente húmedo de la cavidad oral puede afectar las propiedades de una resina dental. Cuando las resinas se sumergen en agua, pueden ocurrir dos procesos: primero, la absorción de agua produce un incremento de la masa y ablandamiento de la matriz polimérica y segundo, la solubilidad de algunos componentes permite la microfiltración de estos hacia la cavidad oral y con el tiempo la presencia de agua dentro de la resina puede reducir la adhesión, disminuyendo las propiedades mecánicas y por lo tanto la durabilidad del material.

La absorción de agua y la solubilidad pueden variar por los siguientes factores: la composición específica de la resina compuesta, el tamaño y distribución de las partículas del relleno y los parámetros energéticos durante la polimerización.

Respecto a la composición, las resinas compuestas se clasifican usualmente de acuerdo al tamaño promedio y la distribución de las partículas de relleno. Los materiales con mayor cantidad de relleno tienden a ser más resistentes a la absorción de agua. El precalentamiento de la resina también puede mejorar las propiedades, siendo sugerido como una forma de incrementar el grado de polimerización y reducir la degradación. En este estudio (15) se evaluó el efecto del precalentamiento de tres resinas: Durafill VS (Heraeus Kulzer), Z-250 (3M/ESPE) y Z-350 (3M/ESPE) sobre la degradación del material. La degradación se evaluó por la radiopacidad y la penetración de plata, usando microscopía electrónica y espectroscopía de rayos X de energía dispersa (SEM/EDS). Se fabricaron 30 especímenes de cada tipo de resina y se compararon subgrupos curados a 25° C (no precalentados) versus pre-calentados a 60° C. La resina precalentada a 60° mostro menor degradación que la curada a temperatura ambiente, sin importar el tipo de resina usada, la degradación ocurrió en asociación con ambas temperaturas, pero fue mitigada por el precalentamiento (15).

3.5.1. BENEFICIOS DEL PRECALENTAMIENTO DE LAS RESINAS COMPUESTAS

El precalentamiento ha mostrado resultar en mayores grados de conversión cuando la resina es foto curada a temperaturas elevadas, probablemente debido a la mejorada movilidad molecular y mayor número de colisión de especies reactivas alcanzada durante la polimerización a temperatura elevada (16).

Al parecer el alto grado de conversión causa que el espacio libre entre la red de polímero se reduzca, lo que puede ser responsable de la menor absorción de agua y solubilidad que se encuentra en las resinas precalentadas comparada a materiales que se curan a temperatura ambiente. Así hipotéticamente el mayor grado de conversión puede causar que estas resinas se degraden menos, Otra ventaja es la menor viscosidad alcanzada al precalentar la resina que ha mostrado mejorar la adaptación marginal y reducir la microfiltración.

Hay que tener en cuenta a la hora de la manipulación se estima que cuando una resina se calienta hasta 60 ºC y se retira del dispositivo la temperatura se reduce 50% después de 2 minutos y 90 % después de 5 minutos.(17)

3.6 RESINA DE NANORELLENO *ENA HRI MICERIUM®®*

ENA HRi es un sistema de composite fotopolimerizable radiopaco para reconstrucciones estéticas directas en clínica e indirectas en laboratorio en los sectores anteriores y posteriores(18).

Parea la cementación el fabricante sugiere: retirar el provisional y limpiar la cavidad. Probar el trabajo insertándolo delicadamente sobre la preparación y realizar las eventuales correcciones. Pos polimerizar en un horno tipo LampadaplusT durante 9 minutos. Aplicar el dique. Limpiar y secar la superficie preparada del diente y arenarla. Proceder al grabado de la cavidad y a la aplicación de dos capas de bonding tipo ENA BOND sin polimerizar. Arenar la parte interna

del trabajo en composite y limpiarla con alcohol; aplicar el bonding sin polimerizar. Aplicar una pequeña cantidad de ENA HRi, esmalte universal o dentina clara (según la profundidad de la cavidad, después de haberlo calentado a 55ºC en el calentador de jeringas ENA HEAT) sobre el trabajo que se tiene que cementar y posicionarlo en la cavidad; proceder a una condensación mecánica o manual. Eliminar los excedentes con una espátula o una sonda y polimerizar por lo menos durante 80 segundos desde todas las zonas del diente. Controlar la oclusión, acabar con fresas diamantadas finas y con tiras interproximales, y pulir con el sistema ENA Shi.(18)

Para la polimerización es necesario utilizar una lámpara con un espectro de 350-500 nm. Los resultados físicos requeridos se obtienen sólo utilizando lámparas de diversas paredes; por este motivo se tiene que controlar periódicamente la intensidad de la luz según las instrucciones el fabricante. La profundidad de la polimerización en estos aparatos debería alcanzar los 4,6 mm el valor óptimo se alcanza a 2,3 mm” (18)

3.7 PRUEBAS DE FATIGA

Además de la exposición de la interface diente/cemento/restauración a fluidos orales como la saliva, el estrés de la masticación es probablemente el factor clínico más importante a tener en cuenta. Se han desarrollado pruebas como la macro expulsión, macrocizalla, micro rotación, microcizalla, doblez en cuatro puntos, y pruebas de fatiga microtensil. Sin embargo, teniendo en cuenta que las pruebas de fatiga requieren mucha mano de obra y consume mucho tiempo, protocolos de

prueba, proporcionaron poca información nueva sobre eficacia de vinculación y el comportamiento in vivo a largo plazo en sistemas de unión dental. (19)

Por definición la prueba de fuerza adhesiva ideal debería ser en primer lugar sencilla y relativamente rápida, en general las ventajas de las pruebas en laboratorio, con respecto a otras son: 1. la rapidez de adquirir datos en un parámetro especifico 2. la fácil metodología de la prueba usada; 3. la posibilidad de medir el parámetro especifico manteniendo las otras variables constantes; 4. ser capaz de comparar directamente el rendimiento de un material nuevo o una técnica experimental con el Gold estándar actual; 5. ser capaz de probar simultáneamente varios grupos dentro de la metodología de un estudio; 6. ser capaz de usar relativamente software no tan sofisticado ni costoso en protocolos e instrumento. El objetivo final de una prueba de laboratorio debe ser obtener datos de predicción del eventual resultado clínico.

Para medir la efectividad adhesiva de los adhesivos en esmalte y dentina se pueden utilizar varias metodologías, la fuerza adhesiva puede ser medida estadísticamente usando configuraciones de pruebas macro o micro básicamente dependiendo del tamaño del área de unión. La prueba de unión macro con un área mayor a 3 mm ² suele ser medida usando un protocolo cizalla tensil o tracción.

3.7.1.FUERZA DE TRACCION: Es provocada por una carga que tiende a estirar o alargar un cuerpo. La fuerza de tracción siempre va acompañada de una deformación por tracción. en odontología existen pocas situaciones con fuerzas de tracción puras. Sin embargo, la fuerza de tracción puede surgir cuando las

estructuras están flexionadas. La mayoría de los materiales dentales son bastante frágiles; por eso; son muy susceptibles a fracturarse inicialmente a ser sometidos a fuerzas de tracción cuando existen irregularidades superficiales (9)

3.7.2. FUERZA DE COMPRESION: Si se sitúa un cuerpo bajo una carga que tiende a comprimirlo o a cortarlo, la resistencia interna a dicha carga se denomina fuerza de compresión. La fuerza de compresión se asocia con la deformación por compresión. Para calcular tanto la fuerza de tensión, como de compresión, se divide la fuerza aplicada por el área trasversal perpendicular a la dirección de la fuerza(9)

3.7.3. FUERZA DE CIZALLAMIENTO: La fuerza de cizallamiento suele resistir el desplazamiento o movimiento de una parte de un cuerpo sobre otro. La fuerza de cizallamiento también puede ser producida por la acción de torsión sobre un material. La fuerza de cizallamiento se calcula dividiendo la fuerza por el área paralela a la dirección de la fuerza. (9)

las pruebas de cizallamiento son pruebas comúnmente utilizados en pruebas de adhesión *in vitro*, un estudio de Salz U (19) describe el protocolo más frecuentemente usado. Un cilindro de resina compuesta con un diámetro de 3 a 4 mm es polimerizado en una superficie plana y la superficie de esmalte y dentina después de la aplicación del sistema adhesivo, seguido de la preparación del espécimen la prueba es usualmente llevada a cabo de inmediato, después de 24 horas, o después de varios meses de almacenamiento en agua a 37ºC, para la

prueba el cilindro de resina compuesta se cizalla por una aplicación de fuerza paralela a la estructura dental

3.8 CEMENTOS RESINOSOS

Los cementos resinosos son resinas compuestas que ofrecen propiedades físicas importantes para la cementación de restauraciones indirectas, debido a su comportamiento mecánico superior a los cementos convencionales libres de resina y la posibilidad de adherirse al material restaurativo y la estructura del diente con o sin sistema adhesivo y sus propiedades ópticas son superiores cuando se compara con cemento resinoso convencional. Sin embargo, las limitaciones asociadas con la polimerización incompleta (bajo grado de conversión) del cemento puede resultar en altos valores de solubilidad y sorción causando una degradación acelerada de la línea terminal del cemento en el biofilm oral. (20)

Los cementos a base de resina como grupos son insolubles en los fluidos orales. Están diseñados para aplicaciones específicas en vez de usos generales. Están formulados para proporcionar las características de manipulación requeridas para aplicación particular. Las versiones de la activación química de estos cementos son proporcionadas por dos sistemas de dos componentes: un polvo y un líquido o dos pastas. el peróxido iniciador está contenido en un componente, y el activador de amina está contenido en el otro.

Mecanismo de Curado

Los cementos resinosos fotoactivados por luz son un sistema de un componente individual como las resinas de relleno fotoactivadas, se usan ampliamente para la cementación de la porcelana y las restauraciones cerámica-vidrio en situaciones donde la luz de curado puede pasar a través de la restauración como son las carillas y restauraciones inlay superficiales. El tiempo de exposición a la luz necesario para la polimerización del cemento de resina depende la luz transmitida a través de la restauración de la cerámica y la capa de cemento polimerizado. Sin embargo, el tiempo de exposición nunca debe ser menor a 40 segundos. (21)

Los cementos curados químicamente (autocurados) están indicados en restauraciones de gran espesor, para cementar postes y coronas intrarradiculares fabricados de materiales que bloquean la luz como cofias metálicas o cerámicas altamente opacas.

Existen unos cementos de resina de curado dual, los cuales se desarrollaron en un intento de combinar los beneficios de ambos sistemas (fotocurado y autocurado). En estos sistemas hay una pasta de catalizador que contiene un iniciador químico, generalmente peróxido de benzoilo y una pasta base que contiene el cemento de resina de fotocurado y la amina terciaria responsable de la activación de la reacción de autocurado (22). Cuando ambas pastas se mezclan y se exponen a la luz, la polimerización ocurre por activación física y química. El tiempo de trabajo apropiado

está controlado por inhibidores de la reacción de autocurado o por la cantidad de activadores de la polimerización

Estos dos mecanismos de polimerización forman la base de la amplia difusión de uso para cementación definitiva para restauraciones indirectas totalmente cerámicas, se caracterizan por la elevada resistencia mecánica y excelentes propiedades estéticas. Su composición química permite la adherencia a muchos sustratos dentales, sin embargo, su práctica clínica es técnico sensible. La matriz orgánica consiste en metacrilatos de ácido fosfórico, los grupos ácido fosfórico de estas moléculas acondicionan la superficie dental y contribuyen a la adherencia. (21)

Cuando se realiza la fotoactivación de un cemento de resina debemos tener en cuenta que la intensidad de luz que alcanza efectivamente el cemento varía de acuerdo con las características del material como la opacidad, la sombra y el espesor de la restauración, cuanto mayor es el espesor y menor es el valor (oscuridad) de la restauración, menor es la intensidad de la luz que llega a la capa de cemento, lo que puede comprometer el grado de contracción de un cemento dado. (5)

La contracción de polimerización de los sistemas resinosos, es dentro de los factores negativos uno de los más importantes, ya que se extrapola directamente al comportamiento clínico de estos materiales. La polimerización de un sistema resinoso consiste en una reacción de adhesión por radicales libres que origina una contracción volumétrica por el cambio de estado que produce el endurecimiento del material. (21)

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

- Evaluar el tipo de falla y las fuerzas adhesivas máximas antes de la falla de unión entre esmalte y restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con una resina precalentada comparado con cemento resinoso fotopolimerizable.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Cuantificar las fuerzas de cizallamiento que generan el desalojo de las restauraciones indirectas en restauraciones cementadas con resina precalentada (Micerium®) sobre esmalte.
- Cuantificar las fuerzas de cizallamiento que generan el desalojo de las restauraciones indirectas en resina compuesta cementadas con cemento resinoso convencional de fotocurado sobre esmalte.
- Identificar los tipos de falla entre los discos de resina compuesta y la superficie de esmalte que fueron cementados con resina precalentada frente a un cemento resinoso convencional.

5. METODOLOGÍA

5.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Estudio Cuantitativo experimental *In vitro*

5.2 POBLACIÓN OBJETIVO

Especímenes en forma de disco de resina compuesta (diámetro: 5mm, altura: 2 mm) (Resina P60® 3M), adherida a superficie de esmalte de diente natural

5.2.1 Criterios de selección

5.2.1.1 Criterios de inclusión.

- Cuerpo de muestra compuesto por discos de resina compuesta (Resina Filtek® P60® 3M) unidos a superficie de esmalte de diente natural a través de resina precalentada Micerium® y/o cemento resinoso fotopolimerizable.

5.2.1.2 Criterios de exclusión.

- Cuerpos de muestra que se separan de sus soportes durante la ejecución de la prueba.
- Cuerpos de muestra que sufran interrupción de la prueba por falla externa.

5.3 TAMAÑO DE MUESTRA Y DISEÑO DE MUESTREO

5.3.1 Cálculo del tamaño de muestra.

Los parámetros para el cálculo del tamaño de muestra se obtuvieron a partir de los resultados de una prueba piloto con 5 cuerpos de prueba para cada grupo (A Y B) de aquí se obtuvo que el promedio de la fuerza aplicada al momento del desalojo del grupo A (cemento resinoso convencional) fue de 199.28 Newton y la desviación estándar fue de 49.60, del grupo B el promedio fue de 165.0

Newton y desviación estándar fue de 34.19. Según Calculadora sample size and power Calculator con valor Alfa de 0.05 y valor Beta 0.2, el cual arrojo que se requerían 37 cuerpos de muestra para cada grupo.

5.3.2 Diseño de muestreo.

Se escogieron por conveniencia 74 premolares intactos donados voluntariamente por los pacientes de ortodoncia de la institución y se elaboraron los cuerpos de prueba equivalentes para un total de 37 especímenes por grupo

Procedimiento

SELECCION DE LAS MUESTRAS Y DISTRIBUCIÓN

Se escogieron 74 premolares extraídos recientemente con fines ortodónticos y permanecieron en solución salina a temperatura ambiente hasta el momento de su utilización. las muestras se fijaron en Acrílico de autocurado (Veracril, New Stetic) con unas medidas de 6 mm de espesor por 30mm de altura por 20 mm de acho (Fotografía *1*)



Fotografía 1. Diente en cubo de acrílico

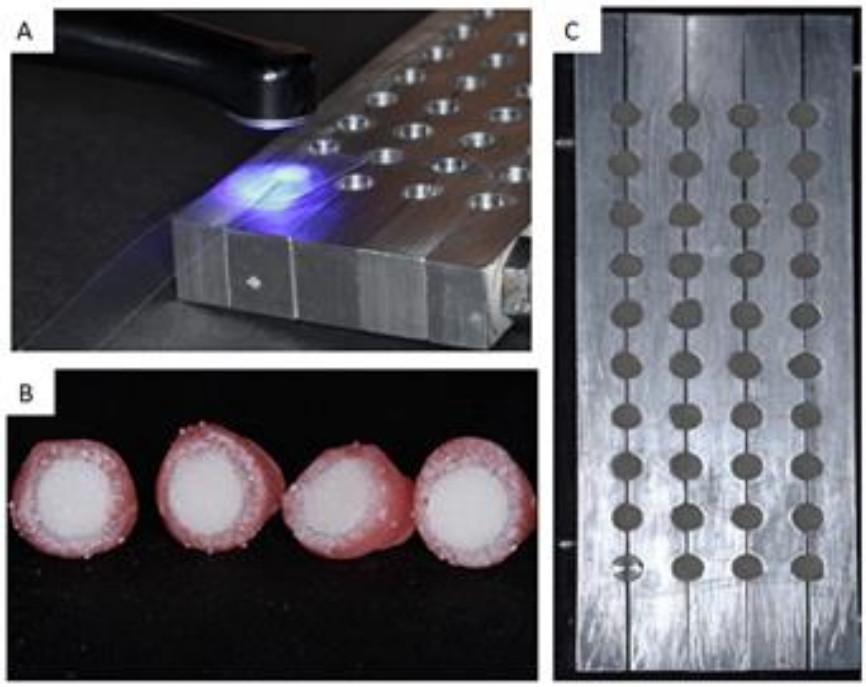
Los premolares se sumergieron a nivel de la unión amelocentaria. Las distribuciones de las muestras ya fijadas en los cubos de acrílico se distribuyeron en 2 grupos, cada uno de 34 especímenes, Grupo A: cemento resinoso fotopolimerizable (Variolink Venner, Ivoclar Vivadent, Grupo B Resina Precalentada Micerium® (ENA HRi)

PREPARACION DENTAL

Con el objetivo de preparar la superficie del esmalte, se realizó para cada grupo, una preparación estandarizada con un único operador, utilizando fresas de diamante de grano fino troncocónicas del fabricante JOTA con la siguiente referencia (801-314-052), hasta obtener un desgaste de 0.3 mm en cada diente, controlado a través de la calibración de la fresa y una matriz de silicona, midiendo con sonda periodontal carolina del norte el espesor de la preparación.

ELABORACIÓN DE LA RESTAURACION

Cada disco de resina fue elaborado en una matriz, por un único operador, condensando la resina generando un asentamiento uniforme dentro de cada matriz y ubicando una tira de mylar para evitar la formación de una capa inhibida de oxigena y además crea una superficie más homogénea, cada una de ellas se foto curó con una lámpara *VALO* ® de potencia estándar 1000 mw/ cm2 a una distancia de 2mm por 20 segundos hasta obtener los 74 discos de resina, posteriormente se arenaron con oxido de aluminio de 50 micras a 2 bares de presión en las superficies que iba a estar en contacto con el cemento, las otras superficies se protegieron con cera base, seguido de esto se realizó una desinfección en alcohol isopropílico y secado con papel absorbente



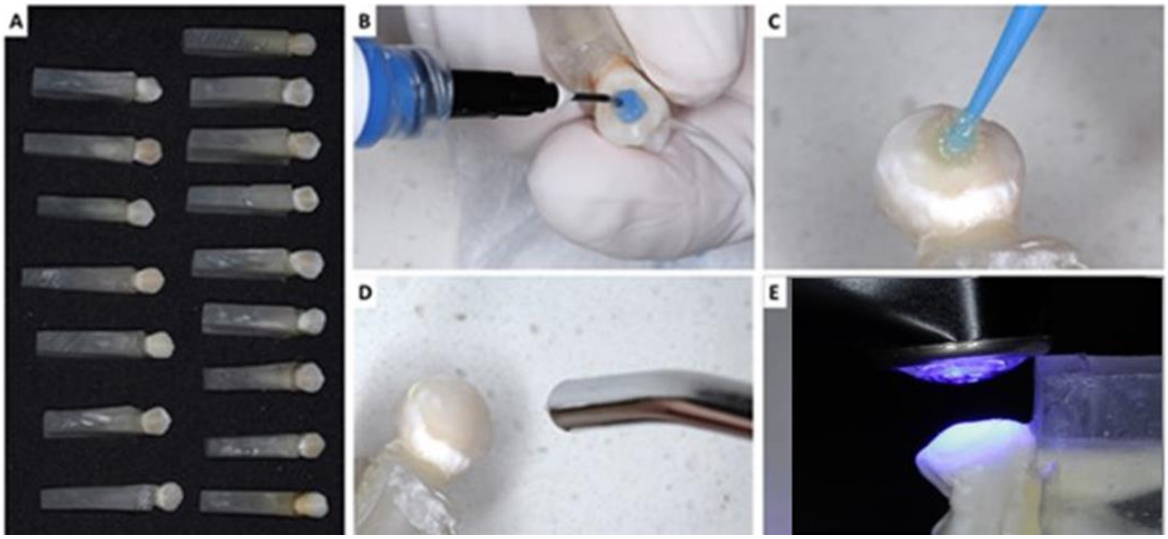
Fotografía 2. **A)** Fotopolimerización de discos en conformador con tira de mylar y lámpara de fotocurado **B)** discos de resina después de ser arenados **C)** matriz en acero para conformar discos en resina.

CEMENTACION

Las restauraciones que cumplieron con los criterios fueron cementadas de acuerdo al protocolo de cementación adhesiva, de la siguiente manera:

La superficie dental se grabó con acido fosfórico al 37 % durante 15 segundos, se lavó profusamente con agua, se retiró el exceso de agua con papel absorbente y posterior a esto se aplicó el adhesivo All bond Universal de la casa comercial Bisco, frotando este sobre la superficie del esmalte durante 20 segundos, se aireó

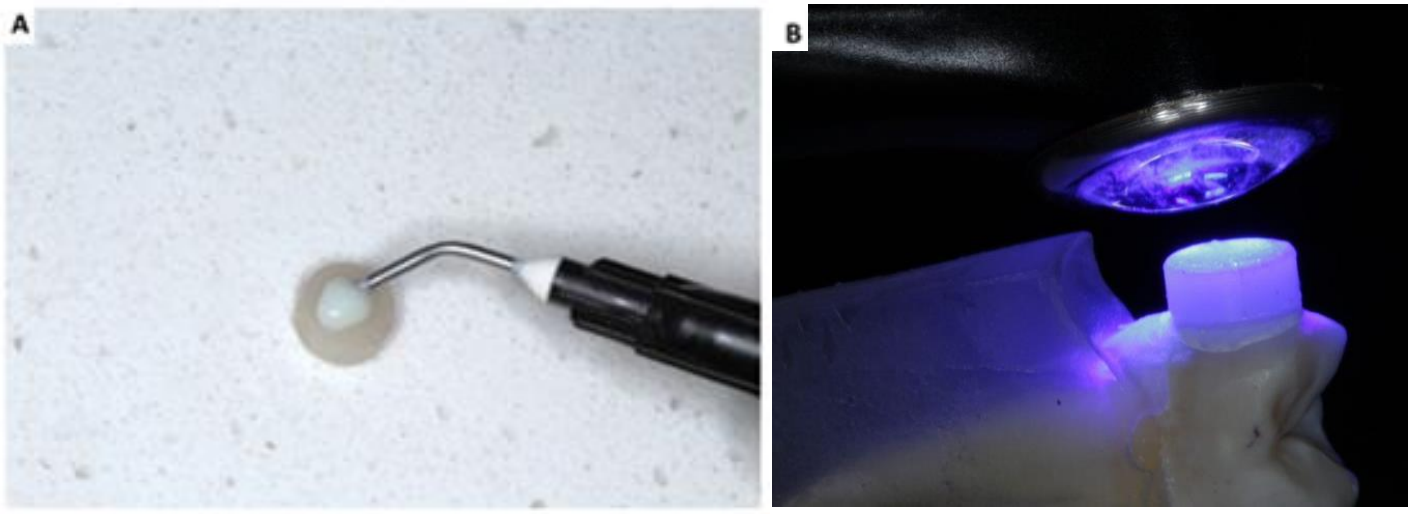
hasta evaporar el solvente y se fotocuró el adhesivo con Lámpara de fotocurado durante 20 segundos Figura 2.



Fotografía 3. **A)** Dientes en cubos de acrílico de autocurado **B)** Aplicación de ácido fosfórico sobre esmalte por 15 segundos **C)** Aplicación de adhesivo All Bond con microbrush **D)** Evaporación de solvente con aire libre de aceite **E)** Fotocurado del adhesivo por 20 segundos.

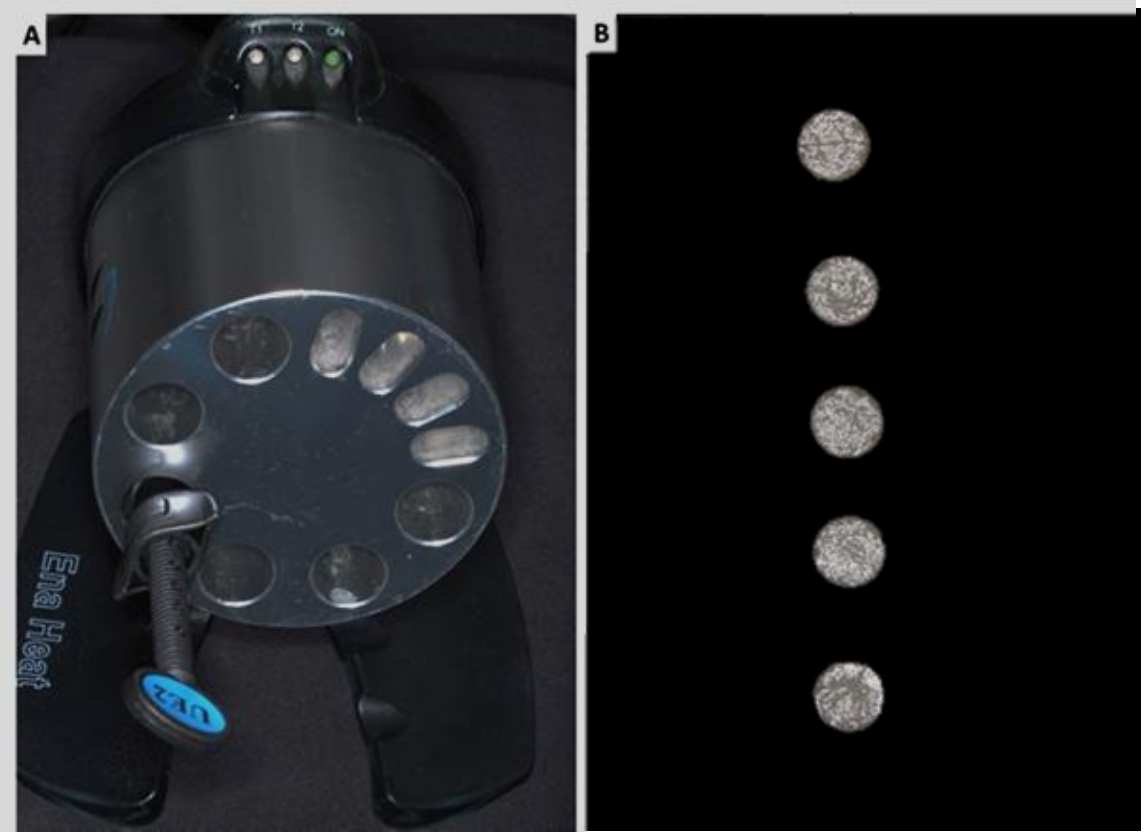
Para la cementación del grupo A: Cemento resinoso convencional fotopolimerizable Variolink Venner (Ivoclar Vivadent) el cual se dispenso según indicaciones del fabricante sobre la superficie de la restauración que iba a estar en contacto con el diente, se realizó el asentamiento, polimerización inicial de 3 segundos, que permitió que el cemento adquiriera una consistencia más viscosa y facilito la remoción de

excesos, se realizó la polimerización final, con lámpara de fotocurado a una potencia de 1.000 Mw por 20 segundos.



Fotografía 4. A) Aplicación de cemento de resina en los discos **B)** Fotopolimerización del disco asentado sobre el diente

Para la cementación del Grupo B: Resina precalentada Micerium® ENA HRi, se inserta la jeringa de resina dentro del agujero dispositivo de calentador de resina de la Marca Micerium®, se seleccionó la Temperatura T2 + 55°C y se esperó 20 minutos

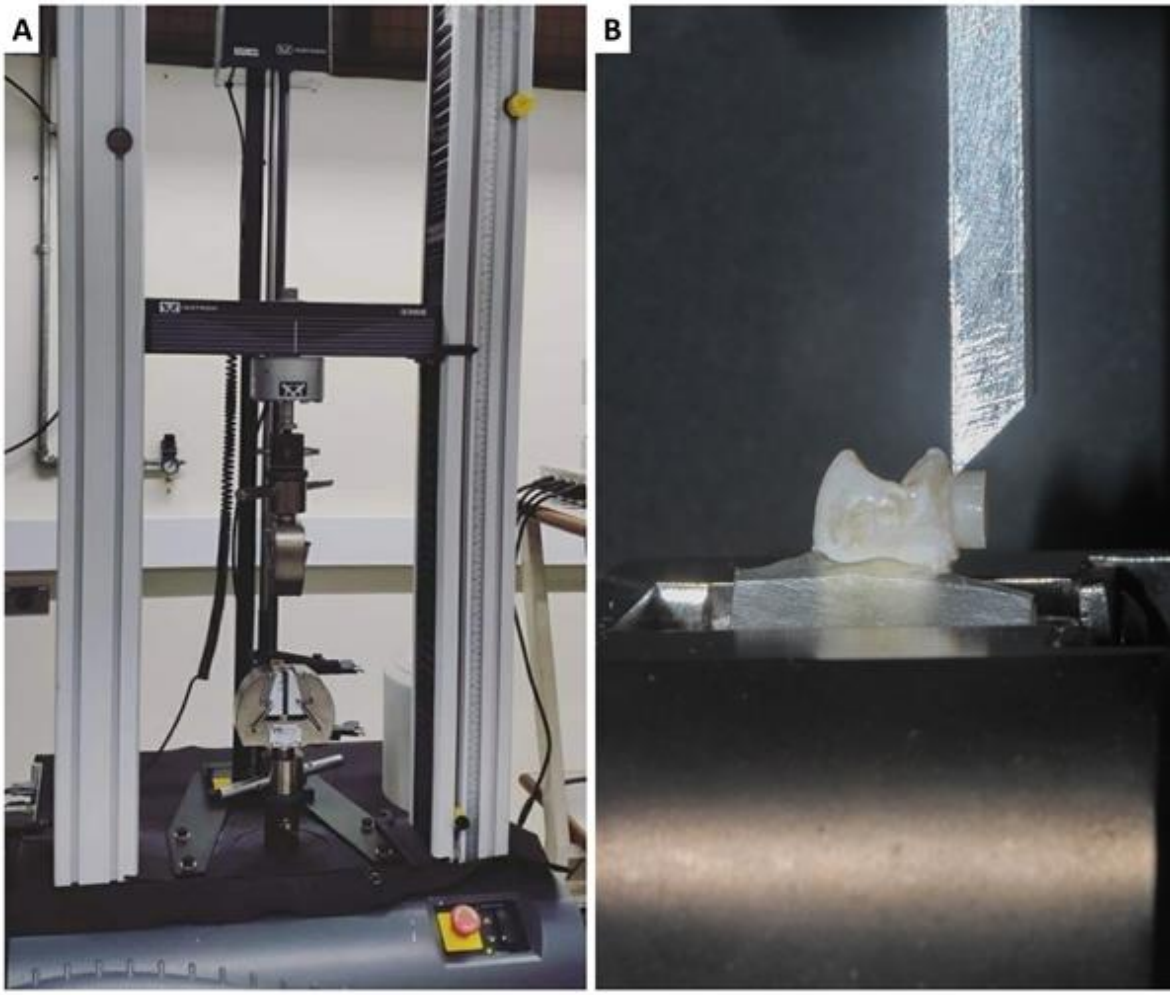


Fotografía 5. A) Calentador de jeringas de resina de la marca Micerium® **B)** Discos de resina después de haberles aplicado adhesivo y foto polimerizado.

PRUEBA DE CIZALLAMIENTO

Posteriormente se realizó la prueba de cizallamiento de cada espécimen, por medio de una maquina universal de pruebas INSTRON , el instrumento orientador fue fabricado en acero inoxidable, se realizó en la misma posición reproducible para todos los especímenes, utilizando una fuerza vertical, la carga se produjo a una velocidad de cruceta de 0.2 mm por minuto y se prolongó hasta que se produjo la

falla, los datos de carga máxima se registraron en el instrumento de recolección digital elaborado en el programa Excel office 365 ® 2016.



Fotografía 6. A) Maquina universal de pruebas Instron 3366 **C)** Configuración para prueba de cizallamiento en la máquina

El análisis de los datos se realizó comparando la carga promedio (Newton) que resistió cada grupo antes de la falla, para determinar cuál es el cemento con mejor comportamiento y mayor resistencia a la unión, asociando estos resultados a la práctica clínica para la predictibilidad en protocolos de cementación

5.4 DEFINICIÓN DE VARIABLES

5.4.1 Variables.

Tipo de falla

Fuerza Máxima

5.4.2 Cuadro operacional de las variables

Tabla 1. Definición operacional de las variables

Variable	Definición operacional	Tipo / nivel de medición	Valores posibles	Fuente de información
Tipo de falla	Descementación de sustrato según la presencia o no del sustrato en la zona de falla	Cualitativo/ Categórica Nominal	Cohesiva Adhesiva Mixta	Microscopia
Fuerza Máxima	Es la fuerza alcanzada en el momento de la falla	Cuantitativo / de razón	o a ∞ Newtons	Instron

5.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

A partir de los datos obtenidos durante las pruebas realizadas en la maquina Instron y lo observado en el microscopio, se realizó una base de datos en Excel cuyos componentes fueron exportados al programa estadístico SPSS v.23. Se realizó análisis descriptivo con medidas de tendencia central (promedio, mediana, desviación estándar, coeficiente de variación y gráficas para la presentación de resultados). Para verificar la distribución normal de los datos se aplicó la prueba de Kolmogorov, se utilizó la prueba T de student y se consideró una significancia estadística de $p<0.05$

5.6 CONSIDERACIONES ÉTICAS

De acuerdo a la resolución 8340 de 1993, en el parágrafo B del artículo 11, éste estudio es considerado de riesgo mínimo. El uso de dientes humanos naturales en el proceso de enseñanza y aprendizaje en odontología está permitido, siguiendo los procedimientos de descontaminación y almacenamiento para su manipulación bajo las normas de protección requeridas.

Pacientes de las clínicas de especialistas de UNICOC- Cali, que tenian orden para extracción de premolares por ortodoncia fueron invitados a donar estos dientes, los pacientes diligenciaron el formato para donación de dientes y tejidos (Anexo 1) con el objetivo de dejar constancia escrita que la donación se realizó de forma libre y consciente.

6. RESULTADOS

Una vez realizada la prueba *in vitro* se encontró que el promedio de fuerzas al momento de desalojo para el grupo A (cemento resinoso fotopolimerizable) fue de 127.3 +/- 56.2 N y para el grupo B (resina precalentada) fue de 124.6 +/- 39.4 N. También se observó que todos los cuerpos de prueba presentaron fallas de tipo adhesivo.

		RESISTENCIA							
		Mínimo	Máximo	Percentil 25	Percentil 75	Media	Mediana	Desviación estándar	Coeficiente de Variación
GRUPO	Resina Precalentada	54.6	199.0	97.8	142.3	124.6	119.8	39.4	32 %
	Cemento Resinoso	51.0	269.3	86.0	164.3	127.3	109.9	56.2	44 %

Tabla 2. Medidas de la resistencia por grupos.

Al realizar la comparación de los dos grupos a partir de la prueba paramétrica *T de student* no se encontraron diferencias estadísticamente significativas (p=0.813). Por lo tanto, se acepta la hipótesis nula, evidenciando que la distribución de resistencia es similar entre la resina precalentada y el cemento resinoso. Estos resultados se pueden observar en el diagrama de cajas y alambres.

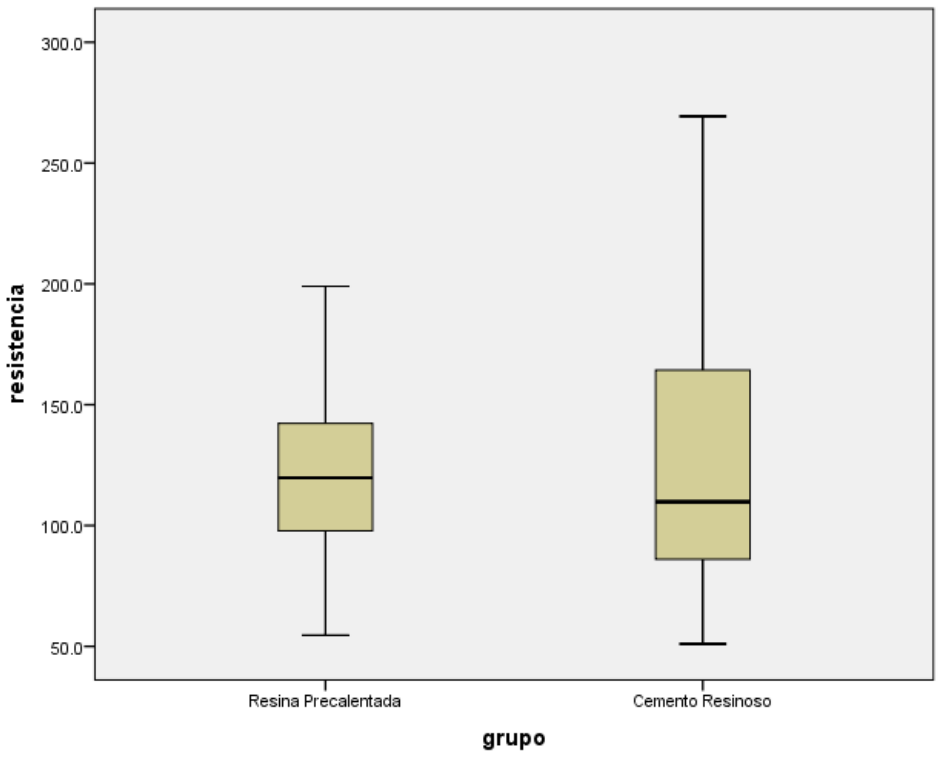


Figura 1. Diagrama de cajas y alambres donde se observan los resultados que arrojó el grupo de cemento resinoso fotopolimerizable mostrando valores de resistencia mayores (269,3 N) con respecto al grupo cementado con resina precalentada (199,0 N) y estas diferencias no mostraron ser estadísticamente significativas.

Los resultados arrojan que el grupo de cemento resinoso fotopolimerizable mostró valores de resistencia mayores (269,3 N) con respecto al grupo cementado con resina precalentada (199,0 N) y estas diferencias no mostraron ser estadísticamente significativas. Igualmente, se encontró que la resistencia al desalojo de la resina precalentada es más estable que la resistencia del cemento resinoso, sin embargo, la resistencia del 25% de los cuerpos de prueba, de este último material, tienen resistencias por encima de aproximadamente 175 N.

7. DISCUSION

El objetivo del presente estudio *in vitro* era evaluar la fuerza adhesiva de cizallamiento tolerada antes del desprendimiento o falla de la unión entre esmalte y restauraciones indirectas de resina compuesta cementadas con una resina precalentada vs un cemento resinoso fotopolimerizable. Los resultados responden claramente a dicho objetivo, encontrando que la fuerza adhesiva en el grupo cementado con cemento resinoso fotopolimerizable (Variolink) fue 127,3± 56,2 N y para la resina precalentada (Micerium® ENA HRI) fue 124,6 ± 39,4 N. Esta diferencia no fue estadísticamente significativa (p = 0.803). El cemento fotopolimerizable sería en esta comparación el grupo control pues se trata de un cemento convencional ampliamente conocido y evaluado. La resina experimental es una resina de nanorrelleno, radiopaca, recientemente recomendada para restauraciones estéticas y que se ensayó en este estudio por primera vez teniendo en cuenta que hay varios estudios que recomiendan el precalentamiento de las resinas compuestas híbridas para mejorar la conversión del monómero a su forma polimérica. El precalentamiento disminuye la viscosidad y el espesor de película lo cual es ventajoso para la manipulación del cemento. (Rickman et al, 2011) (23). Se considera que el precalentamiento también reduce la contracción por polimerización, que está relacionado con el coeficiente de expansión térmica. El mecanismo de acción del precalentamiento se explica por el incremento de la conversión y por la reducción de la degradación (da Silva et al, 2015) (15). Sin embargo, en ese estudio el curado a altas temperaturas se hizo con resinas diferentes a la aquí estudiada (Durafill VS. Z-250 y Z-350) y la degradación se evaluó por análisis de la radiopacidad y la penetración de plata medida en microscopio electrónico de barrido. En el estudio de Taubock et al, 2015 (24) se midió el efecto del precalentamiento de resinas compuestas de alta viscosidad (Terric EvoCeram Bulk Fillo – TECBF, xtra-fil-XF, QuixFil-QF y SonicFill-SF) versus una resina nanohíbrida (Tetric Evoceram-TEC), sobre la fuerza de contracción y la conversión del monómero concluyendo que el precalentamiento de los materiales de relleno y los compuestos restauradores convencionales antes de la fotoactivación disminuye las fuerzas de contracción inducidas por la polimerización

sin comprometer el grado de conversión. También se estudió el efecto del calentamiento sobre la conversión en el estudio de Daronch et al. en las resinas EsthetX, Prodigy y Supreme, calentadas a 60°C por 15 minutos en varios ciclos o por el llamado “calentamiento extendido” (24 horas desde temperatura ambiente hasta 60°C).

En otro estudio (Gresnigt et al, 2012) (25) se evaluó el efecto del envejecimiento de las resinas sobre la fuerza adhesiva. El envejecimiento se simuló por termociclaje, 6000 ciclos entre 5 y 55°C. La resina evaluada en ese estudio es compuesta y microhíbrida (Quadrant Anterior Shine), se comparó con una resina compuesta indirecta de alto relleno (Estenia) y una cerámica glaseada prensada (IPS Empress II usando dos cementos fotopolimerizables (Variolink Veneer y Panavia F2.0) y se encontró que hay efectos significativos del envejecimiento, del material restaurativo y del tipo de cemento, así como de las interacciones entre estos factores. Finalmente, se dispone de una revisión de literatura sobre el mecanismo de degradación de la capa híbrida (Frassetto A et al, 2015) (7). Esta revisión de 148 artículos publicados entre 1982 y 2015 muestra que este proceso de degradación por envejecimiento o por efecto de cargas que producen fatiga, es un proceso complejo, que incluye la hidrólisis colagenolítica de la capa híbrida ya que las fibras colágenas se vuelven vulnerables a la fatiga mecánica e hidráulica como también se produce una degradación por proteasas colagenolíticas derivadas del huésped.

Las resinas compuestas convencionales no tienen una capacidad adhesiva directa a esmalte y dentina por lo cual requieren intermediarios (agentes de unión o primers) y / o técnicas de grabado ácido como la aplicada en este estudio, que es la más usual (grabado con ácido fosfórico). Hay muchos factores que pueden afectar la resistencia adhesiva frente a fuerzas de cizallamiento, además del material restaurativo y el tipo de cemento, pero en el presente estudio *in vitro* esos factores se controlaron al estandarizar los procedimientos y hacerlos por un solo técnico, para destacar el efecto de la variable que se pretendía evaluar.

Todos los efectos del precalentamiento de la resina pueden ser clínicamente benéficos porque es sabido que la interacción entre las resinas compuestas y el

medio oral húmedo puede afectar de manera negativa las propiedades adhesivas del material. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que cuando una resina se calienta hasta 60ºC y se retira del dispositivo la temperatura se reduce 50% después de 2 minutos y 90 % después de 5 minutos. Otros efectos clínicos favorables cuando se hace precalentamiento antes de la fotoactivación son la posible mejor adaptación marginal y la reducción de la microfiltración, debido a la mejor humectabilidad de las paredes de la cavidad o la preparación dental.

Sin embargo, los resultados del presente estudio indican que, en relación con la fuerza adhesiva, frente a una carga de cizallamiento no hay diferencia significativa entre las dos resinas estudiadas. Como no se dispone de estudios similares, no es posible comparar nuestros resultados con los presentados en la literatura. La mayoría de los estudios hacen énfasis en la adhesión a dentina, no a esmalte como en el presente estudio.

Entre los diversos métodos para medir la fuerza adhesiva (revisados por Eren (6)et al, 2012) (6) se escogió el de aplicación de una fuerza de cizallamiento, por ser el más frecuentemente usado y más simple, además de ser el que mejor simula el sentido de las cargas debidas a fuerzas masticatorias. Los resultados obtenidos en Newton no se dividieron entre el área porque en los dos grupos el área de los discos de prueba era idéntica. No obstante, sería fácil convertirlos a Mpa con fines de comparación.

Una de las ventajas de este estudio es el estricto control de todas las variables intervinientes del proceso, por lo cual la única diferencia estadísticamente evaluada era la debida al precalentamiento en uno de los materiales. Otra ventaja estadística es que se usó un tamaño de muestra calculado y que el margen de error fue del 5 %. En este aspecto, el precalentamiento no representaría una ventaja, lo cual no excluye que otros efectos sean favorables, como se ha encontrado en otros estudios.

El estudio puede estar limitado por dos factores: 1. la comparación exclusiva contra un cemento resinoso como el Variolink y un solo tipo de agente de unión. 2. Las comparaciones *in vitro*, en laboratorio, no son directamente extrapolables a las situaciones *in vivo*, como se discute ampliamente en el estudio de B. Van Meerbeek

et al, 2010 (26). El argumento principal a favor de las limitaciones de los datos obtenidos *in vitro* es que diferentes investigadores a nivel mundial obtienen resultados de fuerza adhesiva bastante diferentes, lo que se atribuye a la ausencia de un protocolo estandarizado para efectuar las pruebas. El efecto clínico definitivamente solo se puede comprobar en estudios clínicos controlados y aleatorizados, bien diseñados.

Las fortalezas del estudio, en el presente estudio *in vitro* esos factores se controlaron al estandarizar los procedimientos y hacerlos por un solo operador estacando el efecto de la variable que se pretendía evalúa.

8. RECOMENDACIONES

Debido a las limitaciones de este estudio, se recomienda comparar la resistencia adhesiva de la nueva resina precalentada ENA, HRi Micerium®, con otras resinas actualmente disponibles comercialmente, también precalentadas. Igualmente es indispensable que en futuros estudios se haga una evaluación clínica, controlada y aleatorizada que permita hacer la evaluación in vivo del comportamiento de la resina ENA en términos de facilidad de manipulación y supervivencia clínica

9. CONCLUSIONES

No hay diferencia estadísticamente significativa entre la resistencia adhesiva, frente a una fuerza de cizallamiento de las dos resinas comparadas ($p = 0.8$) pero la resina precalentada ENA HRi dio un promedio ligeramente menor (124,6 N) que la resina Variolink (127,3 N) con una desviación estándar bastante menor (39,4 N vs 56,2 N). Las fallas presentes fueron todas de tipo adhesivo. Los promedios de resistencia adhesiva para ambas resinas se encuentran en el límite clínicamente aceptado de la fuerza masticatoria 190 N para hombre y 50 N en mujeres en el sector anterior (27).

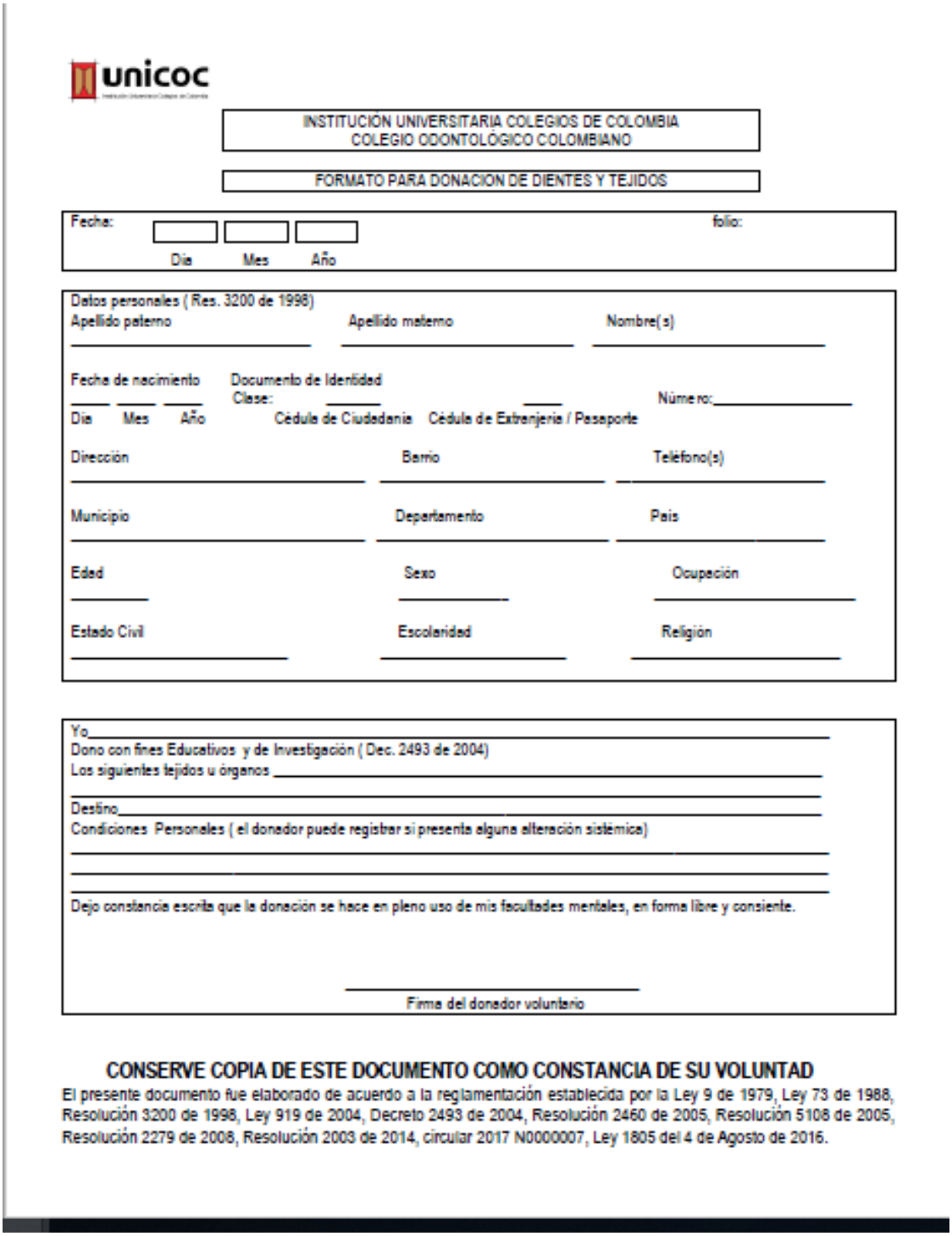
10. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICA

1. Harpreet Singh MK, Jaidev Singh Dhillon, Jagvinder Singh Mann1, AK. Evolution of Restorative Dentistry from Past to Present. Indian: Journal of Dental Sciences; 2017.
2. Zhang X, Wang F. Hardness of resin cement cured under different thickness of lithium disilicate-based ceramic. Chin Med J (Engl). 2011;124(22):3762-7.
3. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. J Dent. 2003;31(3):181-8.
4. von Fraunhofer JA. Adhesion and cohesion. Int J Dent. 2012;2012:951324.
5. H G. biomateriales Odontológicos de uso clinico. 5 ed2013.
6. Eren D, Bektaş Ö, Siso SH. Three different adhesive systems; three different bond strength test methods. Acta Odontol Scand. 2013;71(3-4):978-83.
7. Frassetto A, Breschi L, Turco G, Marchesi G, Di Lenarda R, Tay FR, et al. Mechanisms of degradation of the hybrid layer in adhesive dentistry and therapeutic agents to improve bond durability--A literature review. Dent Mater. 2016;32(2):e41-53.
8. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. Ann Stomatol (Roma). 2017;8(1):1-17.
9. Anusavice KJ, Phillips RW. Phillips' science of dental materials. St. Louis, Mo.: Saunders; 2003.
10. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. J Prosthet Dent. 2002;87(4):364-79.
11. Baratieri L CM. Restauraciones
estéticas con resina compuesta en dientes posteriores. Primera Edición ed: Artes Medicas 2001.
12. Poskus LT, Latempa AM, Chagas MA, Silva EM, Leal MP, Guimaraes JG. Influence of post-cure treatments on hardness and marginal adaptation of composite resin inlay restorations: an *in vitro* study. J Appl Oral Sci. 2009;17(6):617-22.
13. Koupis NS, Vercruysse CW, Martens LC, Verbeeck RM. Knoop hardness depth profile of polyacid-modified composite resins. Quintessence Int. 2008;39(9):733-43.
14. Klymus ME, Shinkai RS, Mota EG, Oshima HM, Spohr AM, Burnett LH. Influence of the mechanical properties of composites for indirect dental restorations on pattern failure. Stomatologija. 2007;9(2):56-60.
15. Silva JC, Rogério Vieira R, Rege IC, Cruz CA, Vaz LG, Estrela C, et al. Pre-heating mitigates composite degradation. J Appl Oral Sci. 2015;23(6):571-9.
16. Deb S, Di Silvio L, Mackler HE, Millar BJ. Pre-warming of dental composites. Dent Mater. 2011;27(4):e51-9.
17. Fróes-Salgado NR, Silva LM, Kawano Y, Francci C, Reis A, Loguercio AD. Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. Dent Mater. 2010;26(9):908-14.
18. S.P.A M. Enamel plus HRI function. 2013.
19. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. J Adhes Dent. 2010;12(5):343-71.
20. De Souza G, Braga RR, Cesar PF, Lopes GC. Correlation between clinical performance and degree of conversion of resin cements: a literature review. J Appl Oral Sci. 2015;23(4):358-68.
21. Borbon Olga NK, Pinzon Claudia, Rodriguez Paula. Influencia del color de la ceramica y del modo de activación, en la resistencia adhesiva de una agente cementante de resina dual: Colegio odontológico colombiano; 2006.

22. Pick B, Gonzaga CC, Junior WS, Kawano Y, Braga RR, Cardoso PE. Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization. Eur J Dent. 2010;4(3):314-23.
23. Rickman LJ, Padipatvuthikul P, Chee B. Clinical applications of preheated hybrid resin composite. Br Dent J. 2011;211(2):63-7.
24. Tauböck TT, Tarle Z, Marovic D, Attin T. Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: effects on shrinkage force and monomer conversion. J Dent. 2015;43(11):1358-64.
25. Gresnigt M, Özcan M, Muis M, Kalk W. Bonding of glass ceramic and indirect composite to non-aged and aged resin composite. J Adhes Dent. 2012;14(1):59-68.
26. Peumans M, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface. Dent Mater. 1999;15(2):105-19
27. Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. Angle Orthod. 1995;65(5):367-72.

ANEXOS

Anexo 1. *Formato para donación de dientes y tejidos*



unicoc

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO

FORMATO PARA DONACION DE DIENTES Y TEJIDOS

Fecha: ____ ____ ____ folio:
Día Mes Año

Datos personales (Res. 3200 de 1998)
Apellido paterno _____ Apellido materno _____ Nombre(s) _____

Fecha de nacimiento ____ ____ ____ Documento de Identidad Clase: _____ ____ Número:_____
Día Mes Año Cédula de Ciudadanía Cédula de Extranjería / Pasaporte

Dirección _____ Barrio _____ Teléfono(s) _____

Municipio _____ Departamento _____ País _____

Edad _____ Sexo _____ Ocupación _____

Estado Civil _____ Escolaridad _____ Religión _____

Yo_____
Dono con fines Educativos y de Investigación (Dec. 2493 de 2004)
Los siguientes tejidos u órganos _____
_____
Destino_____
Condiciones Personales (el donador puede registrar si presenta alguna alteración sistémica)
_____
_____
_____
Dejo constancia escrita que la donación se hace en pleno uso de mis facultades mentales, en forma libre y consiente.

_____
Firma del donador voluntario

CONSERVE COPIA DE ESTE DOCUMENTO COMO CONSTANCIA DE SU VOLUNTAD

El presente documento fue elaborado de acuerdo a la reglamentación establecida por la Ley 9 de 1979, Ley 73 de 1988, Resolución 3200 de 1998, Ley 919 de 2004, Decreto 2493 de 2004, Resolución 2460 de 2005, Resolución 5108 de 2005, Resolución 2279 de 2008, Resolución 2003 de 2014, circular 2017 N0000007, Ley 1805 del 4 de Agosto de 2016.