



UNIVERSIDAD NACIONAL
FEDERICO VILLARREAL

Vicerrectorado de
INVESTIGACION

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**FUERZA DE ADHESION A LA DENTINA HUMANA DEL IONOMERO DE
VIDRIO MODIFICADO CON RESINA Y RESINA DE NANORRELLENO**

PARA OBTENER EL TITULO PROFESIONAL DE

CIRUJANO DENTISTA

AUTORA

Gutiérrez Zegarra, Carol

ASESOR

Mg. Pérez Suasnabar, Hugo Joel

JURADO

Mg. Quiñones Moreno, Juvenal Angel

Mg. Manrique Guzmán, Jorge Adalberto

Esp. Gabrielli Alfaro, Enrique

Esp. Caffo Geldres, Luis Alberto

LIMA-PERU

2018

Agradecimientos

A Dios por ser mi fortaleza día a día, a mi familia por su inmenso apoyo y amor todos estos años, en especial a mi hermano por su apoyo incondicional y a mis maestros que con mucha paciencia forjaron la profesional que soy.

Resumen

El objetivo del presente estudio fue evaluar y comparar la fuerza de adhesión a la dentina humana del Ionómero de vidrio modificado con resina y la Resina de nanorrelleno. Este estudio de diseño experimental evaluó un total de 50 piezas dentarias conformadas de terceras molares extraídas de pacientes de 16 a 40 años en el Hospital Militar Central en el área de Cirugía maxilofacial entre julio y agosto del 2018, las mismas que fueron conservadas en agua destilada de grado III a las cuales se eliminó el esmalte coronario dejando expuesta la dentina. Fueron divididas según muestreo aleatorio simple en dos grupos, cada uno conformado por 25 terceras molares, las cuales fueron restauradas en moldes cilíndricos de 2,9mm de diámetro interno, 2,6cm de diámetro externo por 6mm de alto y siguiendo las especificaciones del fabricante para cada restauración. Las terceras molares fueron conservadas en agua destilada de grado III por 24h a 37°C antes de ser sometidas a tracción a 0,5 mm/min. Se realizó la prueba de Shapiro-Wilk, obteniendo un nivel de significancia de 0.393, valor que es mayor a 0.05, confirmando el supuesto de normalidad. La prueba de Levene para homogeneidad de varianzas, arrojó un nivel significativo de 0.890; valor que es superior a 0.05, por lo tanto, se asume la igualdad de varianzas. Se utilizó la prueba T-Student, encontrándose un valor positivo a “t” y p/2 menor al 0.05. En conclusión se puede afirmar que la media de la fuerza de adhesión del grupo Resina de nanorrelleno (14.24 MPa) es mayor a la media de la fuerza de adhesión del grupo Ionómero de vidrio modificado con resina (10.81 MPa) a la dentina humana.

Palabras clave: Fuerza de adhesión, dentina humana.

Abstract

The aim of the present study was to evaluate and compare the adhesion force to human dentin of the resin-modified glass ionomer and the nanofilled resin. This experimental design study evaluated a total of 50 teeth from third molars extracted from patients aged 16 to 40 years old at the Hospital Militar Central in the area of maxillofacial surgery between July and August of 2018, which were preserved in distilled water of grade III to which the coronary enamel was removed leaving the dentin exposed. They were divided according to simple random sampling in two groups, each consisting of 25 third molars, which were restored in cylindrical molds of 2.9mm internal diameter, 2.6cm external diameter by 6mm high and following the manufacturer's specifications for each restoration. The third molars were preserved in grade III distilled water for 24 h at 37 ° C before being subjected to traction at 0.5 mm / min. The Shapiro-Wilk test was performed, obtaining a level of significance of 0.393, a value that is greater than 0.05, confirming the assumption of normality. Levene's test for homogeneity of variance, gave a significant level of 0.890; value that is higher than 0.05, therefore, the equality of variances is assumed. The T-Student test was used, finding a positive value at "t" and p / 2 less than 0.05. In conclusion we can affirmed that the average of the adhesion strength of the group Nano-filler resin (14.24 MPa) is higher than the average of the adhesion strength of the group Resin-modified glass ionomer (10.81 MPa) to human dentine.

Key words: Adhesion strength, human dentin.

INDICE

CONTENIDO	PÁGINA
I. Introducción	1
II. Marco teórico	
2.1 Bases teóricas	3
2.2 Antecedentes.....	29
2.3 Justificación de la investigación	31
2.4 Hipótesis	31
III. Objetivos	
3.1 Objetivo general.....	33
3.2 Objetivo específico	33
IV. Materiales y métodos	
4.1 Tipo de estudio	33
4.2 Población / Muestra / Criterios de selección	34
4.3 Variables / Definición / Operacionalización	35
4.4 Método / Técnica / Procedimiento	36
4.5 Consideraciones éticas	38
4.6 Plan de análisis	39
V. Resultados.....	40
VI. Discusión	44
VII. Conclusiones	47
VIII. Recomendaciones	47
IX. Referencias bibliográficas	48
X. Anexos	

Anexo 1. Ficha técnica de instrumento a utilizar	56
Anexo 2. Ficha de recolección de datos.....	58
Anexo 3. Matriz de consistencia	59
Anexo 4. ISO/TR 11405 (2015).....	60
Anexo 5. Evidencias fotográficas.....	67

INDICE DE TABLAS

CONTENIDO	PÁGINA
Tabla 1. Estadísticas descriptivas de la fuerza de adhesión a la dentina humana del “Ionómero de vidrio modificado con resina”	40
Tabla 2. Estadísticas descriptivas de la fuerza de adhesión a la dentina humana de la “Resina de nanorrelleno”	40
Tabla 3. Prueba T-Student de los grupos “Ionómero de vidrio modificado con resina” y “Resina de nanorrelleno”	43

INDICE DE FIGURAS

CONTENIDO	PÁGINA
Figura 1. Distribución de la fuerza de adhesión a la dentina humana del “Ionómero de vidrio modificado con resina” y “Resina de nanorrelleno”	41
Figura 2. Conservación de las muestras post extracción en agua destilada grado III	67
Figura 3. Eliminación de las cúspides oclusales hasta exponer la dentina	67
Figura 4. Selección de terceras molares mediante un muestreo aleatorio simple y conformación de la maqueta	68
Figura 5. Dispositivo imantado de 2,9mm de diámetro por 6mm de alto.....	68
Figura 6. Biomateriales para la restauración con “Ionómero de vidrio modificado con resina”	69
Figura 7. Biomateriales para la restauración con “Resina de nanorrelleno”	69
Figura 8. Lavado de la dentina.....	70
Figura 9. Secado de la dentina.....	70
Figura 10. Grabado de la dentina, para el caso de las terceras molares restauradas con “Resina de nanorrelleno”	71
Figura 11. Lavado de la dentina con abundante agua, después del grabado ácido para el caso de las terceras molares restauradas con “Resina de nanorrelleno”.	71
Figura 12. Secado levemente con aire de la jeringa triple.....	72
Figura 13. Aplicación del adhesivo.....	72
Figura 14. Leve airado del adhesivo.....	73
Figura 15. Fotopolimerización del adhesivo.....	73
Figura 16. Mezcla del “Ionómero de vidrio modificado con resina”	74

Figura 17. Aplicación del “Ionómero de vidrio modificado con resina” mediante el dispensador	75
Figura 18. fotopolimerización del “Ionómero de vidrio modificado con resina”	76
Figura 19. Segundo incremento del “Ionómero de vidrio modificado con resina”	76
Figura 20. Fotopolimerización del “Ionómero de vidrio modificado con resina” después del segundo incremento.....	77
Figura 21. Conservación de las terceras molares restauradas con “Ionómero de vidrio modificado con resina”	77
Figura 22. Primer incremento de “Resina de nanorrelleno”	78
Figura 23. Fotopolimerización de la “Resina de nanorrelleno”	78
Figura 24. Segundo incremento de la “Resina de nanorrelleno”	79
Figura 25. Fotopolimerización de la “Resina de nanorrelleno”, después de segundo incremento.....	79
Figura 26. Conservación de terceras molares restauradas con “Resina de nanorrelleno” en agua destilada grado III.....	80
Figura 27. Terceras molares sometidas a tracción	80

I. Introducción

La alteración de la anatomía, morfología y funcionalidad de las piezas dentarias no solo se debe a la caries dental sino también a traumas como erosiones, abrasiones y abfracciones, que son causas no infecciosas (Lanata *et al.*, 2003).

El avance científico y tecnológico juegan un papel fundamental en la innovación de biomateriales mejorando sus propiedades físicas y químicas, las cuales son importantes porque garantizan que el diente y el material restaurador funcionen como una unidad, siendo el principal propósito la permanencia de esta, así como la devolución de la estética y función de la pieza dentaria.

La durabilidad de estas restauraciones, que en gran parte dependían de la macro-retención; en la cual su forma y dimensión distribuían las fuerzas funcionales y contrarrestaban el desplazamiento del material restaurador respecto al diente, ha mejorado notablemente (Black, 1908).

Un factor importante, propio de la *Era adhesiva*, es sin duda la micro-retención; que es menos invasiva y más conservadora. Con el transcurso de los años se han desarrollado diversas generaciones de sistemas adhesivos y biomateriales con el fin de mejorar la unión estructura dentaria-material restaurador, siendo los más destacados en la actualidad el ionómero de vidrio y la resina.

El ionómero de vidrio es el biomaterial que ha experimentado mejoras tanto en sus propiedades físicas como en la biocompatibilidad con los tejidos orales, dando paso al ionómero de vidrio modificado con resina. Este nuevo producto presenta propiedades de protección frente a la reaparición de caries por su propiedad de liberación de flúor, acción

antiséptica, mineralizante, propiciando la homeostasis dentino-pulpar y mejor fuerza de adhesión (Carvajal, Ferreto y Lafuente, 2012).

Las resinas compuestas también han progresado de forma estructural pasando de un contenido compuesto por partículas de macrorrelleno a nanorrelleno que ofrece mejor fuerza de adhesión, gran resistencia al desgaste y menor contracción de polimerización (Rodríguez, Pereyra, Zamudio, Alvarez y Christiani, 2016).

A pesar de tener gran importancia, la fuerza de adhesión ha sido poco investigada a lo largo del tiempo debido a diversos factores como el alto costo de investigación. Sin embargo, esto ha cambiado en los últimos años, ya que el costo de los biomateriales se han reducido, hay más accesibilidad al uso de la máquina de tracción universal, entre otros (Salz y Bock, 2007).

Tanto el ionómero de vidrio modificado con resina y la resina de nanorrelleno son alternativas para la reconstrucción de una pieza dentaria. Empero, estos biomateriales utilizan diferentes procesos de adhesión, mientras que el ionómero de vidrio modificado con resina utiliza una adhesión química, la resina de nanorrelleno utiliza una adhesión micro mecánica.

Si bien, el éxito de las restauraciones en el tiempo, depende de múltiples factores, los intrínsecos a los materiales deben ser permanentemente monitoreados. Por tal motivo, la presente investigación evaluó la fuerza de adhesión de dos materiales restauradores comúnmente usados en la práctica clínica odontológica.

II. Marco teórico

2.1 Bases teóricas

Tejidos blandos

La pulpa está compuesta por tejido conjuntivo laxo, presenta características particulares debido a que tiene semejanza con otros tejidos por su contenido celular de fibras colágenas, fibroblastos, linfocitos, macrófagos, nervios, fibras reticulares, sustancia fundamental amorfa, vasos sanguíneos y linfáticos, que mantienen una relación intrínseca con la dentina, conformando la unidad llamada complejo dentino-pulpar (Soares y Goldberg, 2012).

Durante toda su vida la pulpa lleva a cabo funciones como: inducción y desarrollo de odontoblastos, formación de dentina, nutrición por medio de los túbulos dentinarios, defensa debido a que los odontoblastos forman dentina en respuesta a la lesión y sensibilidad (Walton y Torabinejad, 1991).

Tejidos duros

El esmalte es considerado el componente más sólido y mineralizado del cuerpo humano, su tonalidad se debe a la coloración de la dentina inmediata. Se compone principalmente de 96% de materia inorgánica que correspondiente al fosfato de calcio presente en forma de cristales de hidroxiapatita, carbonatos, magnesio, sodio, potasio y flúor, 1% de materia orgánica como glucoproteínas y un 3% de agua (Gartner y Hiatt, 1997).

La dentina es producida por los odontoblastos (células especializadas), las cuales se distinguen de la papila dental aproximadamente en la 8va o 9na semana de vida fetal. En el intermedio de la pulpa y la dentina se posicionan los odontoblastos,

conservando su relación por toda la vida del diente, logrando de esta manera autor repararse. Está compuesta aproximadamente por un 70% de materia inorgánica (elementalmente por cristales de hidroxiapatita), un 18% por materia orgánica (elementalmente por fibras colágenas) y finalmente un 12% correspondiente al agua (Navarro, 2006).

El cemento está conformado por tejido conjuntivo mineralizado de origen ectomesenquimal, contiene una matriz amorfa y fibrosa la cual se encuentra calcificada, presenta un color blanco oscuro y opaco, su principal función es cubrir la superficie de la dentina por la porción radicular y conectarla mediante el ligamento periodontal al hueso alveolar. Tiene mucha similitud con el hueso y crece formando laminas concéntricas alrededor de la raíz del diente (Gómez, 2002).

Odontología restauradora

La odontología restauradora gracias a diferentes procesos se dedica a la rehabilitación de los dientes dañados por caries, traumas, anomalías congénitas y lesiones no cariosas, intentando conservar y restablecer la función de esta, así como la forma y la estética (Astorga *et al.*, 2004; Barrancos, 2007).

A lo largo de la historia se han utilizado restauraciones directas e indirectas al momento de restaurar una pieza dental. La restauración directa es aquella en la que se coloca directamente el biomaterial en el lugar a restaurar. La restauración indirecta es mediante la cual se da la fisonomía al biomaterial fuera de la cavidad oral.

Inicialmente los biomateriales estaban hechos de metales tales como oro y amalgama de plata. Esta última fue muy usada en restauraciones del sector posterior, ya que

tenía un bajo costo, fácil manejo y tenía un gran desenvolvimiento y clínicamente una larga duración (Macchi, 2007; Craig, 1988).

Hasta finales del siglo pasado, estas restauraciones eran hechas de manera empírica. Black (1908) organizó una secuencia de procedimientos para la realización de preparaciones dentarias. Algunos de ellos fueron perfeccionados y otros principios básicos aún son válidos en la actualidad.

Este procedimiento en la preparación de una cavidad correspondía a una macro-retención debido a que se enfocaba en la forma del contorno y resistencia, así como la forma de retención y eliminación de la estructura cariada (Mondelli, Ishikiriama, Galan y De Lima Navarro, 1998).

La primera tentativa la realizó Oscar Hagger, químico suizo quien en 1949 patentó un producto compuesto por el di metacrilato del ácido glicero fosfórico, el cual fue comercializado bajo el nombre de Sevriton Cavity Seal, adosado a una resina acrílica de auto polimerización (McLean, 2000).

Siendo el gran cambio cuando Buonocore (1955) insertó la idea de manipular el esmalte con ácido orto fosfórico al 37% creando micro porosidades debido a la ruptura selectiva de los cristales de hidroxiapatita, permitiendo de esta manera la adhesión de los biomateriales a la faz del esmalte dental. Dando paso a la “Era adhesiva” en la Odontología.

Debido al éxito de las resinas adhesivas por grabado ácido del esmalte. Fusayama (1979) se dedicó a grabar la cavidad entera con ácido fosfórico, excavando solo la dentina cariada (ya que la dentina tubular afectada por caries es generalmente esclerótica y casi impermeable), sin extenderse al sector extrínseco de la dentina

normal, debido a que esto produciría irritación pulpar. Su finalidad fue quitar el barro dentinario creada durante la estructuración cavitaria y separar parcialmente los cristales de hidroxiapatita. Esto promovió la abertura de los túbulos dentinarios, exponiendo las fibras colágenas de la dentina intertubular, permitiendo así la infiltración del adhesivo en ese sector.

Con los avances en agentes de unión de tratamientos dentinarios, las fuerzas de unión dentina-resina hoy en día son mucho más altas.

Adhesión

La adhesión es la técnica que ha transformado la odontología en los últimos años. Puede definirse como un proceso que conserva dos o más sustratos adheridos, pueden ser iguales o diferentes, sin que estos se desacoplen (Christensen, 2001).

Esto se debe a la atracción interatómica de dos o más estratos mediante; enlaces iónicos o covalentes, enlaces secundarios (fuerzas de Vander Waals o polares, puentes de hidrogeno, quelación o fuerzas de dispersión).

Además de un mecanismo de traba mecánica logrado mediante efectos geométricos y estructurales de los sustratos adherentes (Abate, Bertacchini, Polack y Macchini, 1997).

El fenómeno de adhesión entiende la eliminación de minerales y la penetración de monómeros resinosos, con fin de producir una traba mecánica tejido dentario-adhesivo, cerrar los túbulos dentarios, manteniendo la homeostasis del medio intrínseco del complejo dentina pulpa (Swift, 2002).

La resistencia, durabilidad y calidad de la adhesión depende de factores como sus propiedades físico químicas del adherente, así como del adhesivo, las propiedades

estructurales del adherente, la existencia de contaminantes como la humedad en la faz de la preparación cavitaria, el acrecentamiento de fuerzas extrínsecas imposibilitan el desarrollo por su proceso de adaptación y emisión de cargas mediante la faz adherida (Kugel y Ferrari, 2000).

Las técnicas de restauración en las piezas dentales necesitan la adhesión de los biomateriales restauradores a la estructura dental. Este mecanismo de adhesión debe obedecer requisitos básicos como la biocompatibilidad, resistir las fuerzas ejercidas sobre la reconstrucción, bregar la contracción ocasionada por la foto polimerización y tener una adhesión inmediata y permanente a la estructuras dentarias (Burke y McCanghey, 1995).

La adhesión , es considerada buena sobre faces un poco secas, lisas, limpias y heterogéneas. Sin embargo, la estructura dental es variada y normalmente húmeda, encapotada de partículas orgánicas y cubierta continuamente por saliva, lo que genera dificultades al momento de realizar un restauración (Schawartz, Summitt y William, 1999).

El estudio y entendimiento de la formación, morfología y conducta del sustrato instituye la base para el desenvolvimiento y comprensión de la conexión entre el tejido dentario y el adhesivo (Gwinnet, 1998).

Podemos hallar en esta tejido adamantino maduro mineralizado, conteniendo 96% de materia inorgánica, 1% de materia orgánica y 3% de agua en analogía con su peso. Con asociación a su volumen este presenta 89% de materia inorgánica, 2% de materia orgánica y 9% de agua. Así la interface preferida entre la estructura dentaria y el

biomaterial, sería una que imite la unión oriunda en el límite amelo-dentinario (Berkovitz, Holland y Moxhan, 1995).

La fuerza de adhesión geoméricamente definida, corresponde a la carga mecánica primogénita requerida para generar una fractura en la faz de asociación. Donde el área de contacto fidedigno entre los biomateriales puede ser mayor, esto es debido a la rugosidad en la interfaz mecánica. Las diversas pruebas para la medición de la fuerza de adhesión se pueden clasificar según la dirección de la marca mecánica primogénita; pruebas de resistencia a la tracción y las pruebas de resistencia por cizallamiento (Sturdevant, 1999).

Los sistemas adhesivos actuales interactúan con el tejido dentario mediante la eliminación del barrillo dentinario aplicado usado por la técnica de grabado y enjuague, o manteniendo esta como sustrato para la adhesión usado por la técnica de autograbado (Breschi *et al.*, 2008).

Los adhesivos pueden organizarse según su número de pasos que constituye el sistema de adhesión. Estos últimos pueden ser de grabado y enjuague, así como de uno o más de tres pasos, esto depende de que si el Primer y el adhesivo están disgregados o mezclados. De este modo los adhesivos auto grabadores, pueden ser sistemas que utilicen uno o dos pasos dependiendo a que si el agente desmineralizante o Primer se disgrega del adhesivo o se encuentra heterogéneo (Breschi *et al.*, 2008).

La adhesión nace por la inserción de monómeros de resina al tejido dental y la solides de la interface adhesiva es solventada por medio de la capa hibrida.

El sistema de autograbado maneja co-monómeros adhesivos ácidos, los cuales generan micro porosidades y penetran la dentina paralelamente. Algunos estudios

revelan que los sistemas de autograbado que constan de dos pasos presentan un pH igual a 2, pudiendo implantar enlaces químicos entre el grupo fosfato o carboxilo peculiares de monómeros funcionales y cristales de hidroxiapatita aun presentes en las redes de colágeno dentinal, debido a su leve efectividad en el grabado ácido (Pashley, 1997; Breschi *et al.*, 2008; Yoshida *et al.*, 2004).

La capa híbrida es creada debido a una combinación de la matriz orgánica dentinaria, cristales de hidroxiapatita, disolventes y monómero resinosos. El deterioro puede estropear particularmente los componentes o originar fenómenos de descomposición sinérgicos dentro de esta (Pashley, 1997; Breschi *et al.*, 2008; Yoshida *et al.*, 2004).

Tipos de adhesión dental

Las formas de adhesión son diferentes, a pesar de cumplir el objetivo de mantenerlas unidas. Es así que podemos establecer dos tipos de adhesión: una mecánica y otra química (Fernandez, 2008).

Sin importar el mecanismo de adhesión es importante lograr que estas partes lleguen a situarse en íntimo contacto. El nivel de este contacto depende del mecanismo de adhesión que se desee originar (Barrancos, 2006).

Adhesión mecánica.

La adhesión mecánica se basa en que ambas partes queden ligadas en función de la morfología, pudiendo obtener niveles macroscópicos o microscópicos. La discordancia entre ambas partes es una cuestión de orden de intensidad (Barrancos, 2006).

Antiguamente las tareas de adhesión en odontología estaban definidas por estancación, esto sucedía diariamente en la práctica clínica, utilizando fundamentalmente la amalgama dental. La amalgama dental, aun utilizada, es un compuesto que evoluciono constantemente hasta convertirse en el día de hoy en amalgamas adhesivas (Barrancos, 2006).

Para desarrollar una adhesión mecánica, es necesario conseguir un contacto considerable a la visión humana mediante un contacto íntimo, ya que esta procura que se consiga en la medida posible no ser percibida a simple vista (Barrancos, 2006).

Las técnicas de restauración con composites incorporan sucesos que permiten adaptar la faz del tejido dentario involucrado para que el adhesivo penetre en ciertas áreas de el y que al foto polimerizarlas se genere un adhesión mecánica. Es por eso que al poner sobre el adhesivo una resina compuesta, las moléculas constituyentes de esta, se unen a la capa adherida, alcanzando de esta manera su principal objetivo (Lanata *et al.*, 2003).

Para lograr una macro adhesión mecánica basta con originar aspectos morfológicos que generen una traba en décimas y centésimas de milímetro. Por otro lado para lograr una micro adhesión mecánica, la separación entre ambas no deberá exceder las milésimas de milímetros (Barrancos, 2006).

Adhesión química.

Puede iniciarse fuerzas que imposibiliten la división de esta unión a raíz de la interrelación entre los componentes estructurales correspondientes. Los átomos o moléculas, son componentes que formar toda la porción de la materia. La

adhesión obtenida por las fuerzas inter moleculares o inter atómicas, generalmente son denominadas adhesiones químicas o específicas (Barrancos, 2006).

Las resinas compuestas obtiene una adhesión micro mecánica, pero también lo obtienen por interacción química, ya que existen grupos químicos calificados a reaccionar con los tejidos dentales (Lanata *et al.*, 2003).

En resumen, si se desea producir fuerzas inter moleculares o inter atómicas, es fundamental un aproximamiento entre ambas partes que facilite las interacciones esenciales en cada una de ellas (Barrancos, 2006).

Adhesivos dentinarios

Hasta el siglo anterior, los adhesivos dentales se basaban en sistemas de varios pasos, lo cual dificultaba la práctica clínica, debido a esto hubo una fuerte demanda para simplificar la técnica de adhesión. Es así que gran parte de estos adhesivos dentinarios insertados últimamente vienen en un solo envase. No obstante, la simplificación de la técnica de adhesión ha comprometido la calidad del adhesivo dentinario (Unterbrink y Liebenberg, 1999).

La idea de generar adhesión tratando la dentina, se da mediante la infiltración de las zonas habitadas por agua entre las fibras colágenas con monómeros hidrófilos, para después suplir el agua por una matriz orgánica fotopolimerizable. La técnica multibotellas es perfeccionado mediando la aplicación de Primers, consistiendo esta específicamente en una solución de monómeros hidrófilos (Unterbrink y Liebenberg, 1999).

Al suplir el agua de las fibras colágenas mediante Primers, el solvente de este es dispersado mediante el secado con aire, esto establece la capa híbrida. Con este

sistema el siguiente paso es adicionar un adhesivo libre de solvente el cual conlleva menos monómeros hidrófilos, brindando una excelente capacidad de humedecimiento, siendo capaz de infiltrarse en la capa híbrida. En la polimerización con los monómeros hidrófilos el Primer, se normaliza la capa híbrida y forma una huella de resina en los túbulos dentinarios no obturados, después se introduce el biomaterial (Sudsan y Van Noort, 1999).

Esta técnica es provechosa ya que los pasos se dan por la faz menos hidrófila, además mejora sus propiedades. Con la introducción de adhesivos en una sola botella, donde Primers y adhesivos funcionan como una unidad reduciendo gradualmente la humedad en la superficie dentinaria (Sudsan y Van Noort, 1999).

En la actualidad, estos adhesivos ofrecidos en un solo frasco son entendibles como malos adhesivos pero excelentes Primers. Sin embargo, la falla de este biomaterial puede ser perfeccionada mediante el uso de resinas fluidas, como adhesivos de relleno (Unterbrink y Liebenberg, 1999).

El empleo de las resinas fluidas como revestimiento en las preparaciones cavitarias pueden brindar diferentes ventajas aminorando el estrés de contracción por ejemplo y generando en el proceso de polimerización una reducción de la filtración marginal (Leevaiioj *et al.*, 2001).

Clasificación de los adhesivos según su técnica de aplicación

Adhesivos de tres pasos clínicos.

Estos necesitan del tratamiento ácido tanto en el esmalte como en la dentina, además de un adecuado lavado y secado, adicionalmente la utilización del agente imprimador y un adhesivo previo a la colocación del biomaterial (Alex, 2012).

Una vez tratado el tejido dentario, la función del Primer es cambiar la faz hidrófila en hidrofóbica , debido a que estos agentes engloban en su estructura monómeros fotopolimerizables con propiedades hidrófilas, disueltos en agua , acetona o etanol para conseguir la unión del biomaterial (Alex, 2012).

Los sistemas adhesivos que están formados por solventes orgánicos tales como: acetona y etanol, basan su capacidad desplazando el agua restante así facilitan la introducción de los monómeros fotopolimerizables por medio de las micro porosidades del tejidos dentario con ácido en el interior de los túbulos dentinarios y mediante los micro espacios de la red colágena dentinal consiguiendo una penetración total del tejido (Alex, 2012).

Los imprimadores solubles en agua conllevan principalmente ácido polialquenoico y HEMA. Estos biomateriales fundamentan su mecanismo de acción en que; al evaporarse el agua tras su aplicación, esta incrementa su concentración de HEMA.

Los procedimientos de imprimación, culminan mediante dispersión; utilizando suavemente el aire, con el objetivo de remover el solvente y sobrar una película brillante y homogénea sobre la faz de esta. El paso tercero, se basa en la colocación de un agente de unión hidrofóbica, la cual se ligara químicamente con el biomaterial restaurador (Tsujiimoto *et al.*, 2010).

Una de las ventajas de este sistema de adhesión es la capacidad de alcanzar una resistencia de unión apropiada al tejido dentario. No obstante, la principal complicación de este sistema se debe al numeroso sistema de pasos inapelables para su aplicación, debido a esto corre el peligro de sobre humedecer el tejido

dentario en el lavado y secado después de la administración del grabado ácido. Por lo tanto, esta técnica ha logrado una resistencia de unión estructura dental-material restaurador de aproximadamente 31 MPa (Tsujimoto *et al.*, 2010; Scherrer, Cesar y Swain, 2010).

Adhesivos de dos pasos clínicos.

El proceso de unión en esta técnica no difiere del realizado anteriormente, aunque es mucho más sensible. Este sistema necesita que se administre una técnica de adhesión húmeda ya que no se realiza el paso de imprimación independientemente. El tejido dentario debe permanecer humedecido, de esta manera se evita que el colágeno desmineralizado colapse, obstruyendo la penetración parcial del adhesivo, en el caso de la dentina. Sin embargo, obtener el grado de humedad óptimo es muy complicado. Este sistema permite reducir relativamente el tiempo de trabajo (Mandri, Aguirre y Zamudio, 2015).

Desde otro punto de vista el adhesivo e imprimador se manifiestan en un único envase y el agente ácido en otro envase. Este sistema tiene el desperfecto de que el ácido necesita lavarse con abundante agua y posteriormente secarse dejando húmeda la dentina después de este acondicionamiento. Este proceso es complicado de homogenizar clínicamente por causa de su variabilidad en su matriz desmineralizada (Mandri, Aguirre y Zamudio, 2015).

Adhesivos de un solo paso clínico.

Mezclan funciones como el uso del ácido grabador, imprimación y adhesión en un solo paso, siendo su principal superioridad la facilidad de su utilización, quitando el lavado de la faz dentaria debido a que solo necesita un chorro de aire

para distribuir homogéneamente el biomaterial ante de su polimerización. Este procedimiento ha sido abreviado, permitiendo sostener en una solución: solventes orgánicos, monómeros hidrófilos y agua, necesarios para la iniciación del desarrollo en la desmineralización de dentina y el funcionamiento del sistema (Ozer y Blatz, 2013; Jaber *et al.*, 2008).

Clasificación de los adhesivos dentales según la generación

En las últimas dos décadas el desarrollo de los sistemas de adhesión han evolucionado la práctica odontológica. Podemos clasificar a los adhesivos por generaciones, destacando sus propiedades (Machi, 2009; Lanata, 2003).

Adhesivos de la primera generación.

Terminando los años 70, aparecieron los adhesivos de primera generación y se caracterizaban por su alta fuerza de adhesión al esmalte contrariamente a su baja fuerza de adhesión a la dentina, la cual era menor a los 2 MPa. El principal problema en la práctica clínica fue la fuerza de adhesión a la dentina. Esta unión se buscaba por quelación del agente adhesivo con el calcio dental, principal constituyente de la dentina sobre todo. Si bien existía infiltración tubular, esta agregaba poca resistencia a la restauración (Lanata, 2003).

Debido a esto el despegamiento de la interfase dentinal se observaba a los pocos días. Estos adhesivos eran indicados mayormente en cavidades minúsculas, retentivas ya que cuando estos agentes eran utilizados en restauraciones posteriores, provocaban sensibilidad posoperatoria (Lanata, 2003).

Adhesivos de la segunda generación.

Desarrollado a principio de los 80, estos productos trataban de usar la capa residual, conocida como Smear layer, como ingrediente para la unión. El Smear layer está ligada a la dentina subyacente, en niveles insignificantes. Las débiles fuerzas de adhesión de estos adhesivos a dentina es de aproximadamente dos a ocho megapascales, generando una retención escasa en la confección de cavidades dentales (Lanata, 2003).

Las restauraciones dentales circunscritas por dentina mostraban una elevada filtración y aplicadas en rehabilitaciones posteriores eran capaces de producir sensibilidad post operatoria, la tasa de retención al año de este tipo de adhesión no pasaba de un 70 por ciento (Lanata, 2003).

Adhesivos de tercera generación.

Al culminar los ochentas, surgieron sistemas de doble constituyente: Primers o indicadores y adhesivos, brindándonos un acrecentamiento notable en la fuerza de unión a la dentina de aproximadamente ocho y quince megapascales, esto revoluciono la precisión de sujeción en las preparaciones cavitarias. Las lesiones no cariosas como las abfracciones, erosiones y abrasiones pueden ser restauradas con preparaciones minúsculas comenzando una odontología menos invasiva y mas conservadora. Además de una disminución en la sensibilidad postoperatoria en restauraciones oclusales posteriores (Lanata, 2003).

La tercera generación de adhesivos no solamente se adhirió a la constitución dentaria sino también en cerámicos y metales. El lado desfavorable de estos agentes de adhesión es su limitada vida. Estudios revelaron que la unión de estos

biomateriales comenzaron a disminuir pasados los años en la cavidad oral (Lanata, 2003).

Adhesivos de cuarta generación.

A inicios de los años noventa, los adhesivos de cuarta generación modificaron la odontología restauradora. Generaron una fuerza de adhesión de 17 y 25 MPa, además de reducir la sensibilidad postoperatoria en restauraciones oclusales posteriores, debido a esto se produjo la modificación del empleo del amalgama dental a resinas compuestas en restauraciones inmediatas en el sector posterior (Lanata, 2003).

Estos adhesivos se caracterizan por el desarrollo de la hibridación en el intermedio resina-dentina. En esta se reemplaza los cristales de hidroxiapatita y agua de la faz dentinal por resina, y esta última en mezcla con las fibras colágenas restantes constituyen la capa híbrida. Esta hibridación implica tanto a los túbulos de la dentina como también a la dentina intertubular, perfeccionando en gran medida la fuerza de adhesión a la dentina (Machi, 2009).

Los biomateriales de este grupo se diferencian por sus ingredientes fáciles de mezclar en el laboratorio, pero en la clínicamente; el número de pasos en la combinación y obligación de una medida determinada de los componentes tienden a volver el proceso embrollado y a reducir considerablemente la fuerza de adhesión a la dentina (Lanata, 2003).

Adhesivos de la quinta generación.

Los adhesivos generan adherencia al esmalte, así como a la dentina, cerámicos y metales, son caracterizados principalmente por presentar el constituyente en una

sola botella. Debido a la falta de manipulación clínica se redujo las probabilidades de desacierto. La fuerza de adhesión a la dentina es aproximadamente entre los veinte y veinticinco mega pascales y es apropiado para todas las técnicas dentales (a excepción de los mezclados con cementos resinosos auto curables y resinas auto curables) (Lanata, 2003).

Los agentes de adhesión de 5ta generación son sencillos de utilizar y reducen el tiempo clínico, además tienen resultados predecibles y son los adhesivos más populares en la actualidad. Los efectos post operatorios como la sensibilidad dental, ha sido eficazmente minimizada con este sistema de adhesivos (Lanata, 2003).

Adhesivos de la sexta generación.

Estos adhesivos no necesitan del grabado ácido en la faz dentinal. Si bien no es utilizada y aprobada en su totalidad existe un gran número de adhesivos diseñados principalmente para borrar este proceso de grabado ácido. Los adhesivos de 6ta generación poseen un acondicionador de la dentina entre sus ingredientes, así la preparación con ácido en la dentina es restringida y los productos del tratamiento se adhieren eficazmente a la interfase tejido dentario-restauración (Lanata, 2003).

Adhesivos de la séptima generación.

Lo interesante de esta generación es la adhesión a la dentina, aproximadamente de 18 a 23 mega pascales, que se mantiene con el transcurso del tiempo, en cambio la adhesión del esmalte no preparado o grabado se deteriora. Además, los múltiples ingredientes y numerosos pasos en variadas técnicas pueden causar confusión y conducir al error (Lanata, 2003).

Así como los adhesivos de 6ta generación, los adhesivos de 7ma generación brindan un auto iniciado y un auto grabado. La simplificación del proceso de restauración, además de una poca o ninguna sensibilidad post operatoria (Lanata, 2003).

Adhesivos de autograbado sexta generación.

La aparición de nuevos sistemas adhesivos con pocos pasos clínicos que mantengan altas las fuerzas de adhesión y consigan menor sensibilidad post operatoria, ha sido acogida con los brazos abiertos por el odontólogo (Henostroza, 2003).

Los adhesivos auto grabadores son calificados para ejercer al mismo tiempo como un acondicionador en la dentina y el esmalte. Como imprimantes, evitan la probabilidad de una capa desmineralizada sin infiltración del adhesivo, debido a que se da al mismo tiempo la desmineralización de la dentina y penetración por parte del adhesivo (Henostroza, 2003).

Al no existir una fase de lavado; el barro dentinario y los cristales de hidroxiapatita (diluida por acción del adhesivo auto acondicionador) quedan anexados a la capa híbrida, reduciendo el error clínico y brindándonos mejores resultados (Henostroza, 2003).

Materiales de restauración más usados

A lo largo de la historia de la odontología se han desarrollado muchos biomateriales, los más usados en la actualidad son:

Resinas

En 1962 se presentó una fórmula que consistía en una novedosa molécula de alto peso molecular, la cual podría ser foto polimerizada, denominada BIS-GMA o bisfenoglicil metacrilato. La cual se forma en consecuencia de la reacción del metacrilato de glicidilo y el bisfenol-a, ofreciendo mejoras sobre las resinas acrílicas sin relleno. Se le añadió un relleno inorgánico en forma de partículas irregulares de tamaño inconstante unidas a la matriz del BIS-GMA a través de la manipulación de un agente de acoplamiento, el cual fue en sus inicios un derivado del silano (Ehrmantraut y Bader, 1994; Cordero, 2004).

Una resina está compuesta por: matriz orgánica, relleno inorgánico y un agente de acoplamiento o enlace, además de un sistema que permite la foto polimerización.

La matriz orgánica está compuesta por diferentes clases de monómeros, utilizando más el UDMA o dimetacrilato de uretano y BIS-GMA, así como una combinación de estos componentes. Debido a que son relativamente viscosos se les incorpora sustratos de reducido peso molecular, además de una reducida viscosidad como por ejemplo: EDGMA o etilenglicol-dimetacrilato y TEGDMA o trietilenglicol-dimetacrilato. Las características de estos componentes es que poseen dobles enlaces de carbono permitiendo la fotopolimerización de la resina siendo responsables del fenómeno de la contracción (Ehrmantraut, 2002; Phillips, 1986).

La fase inorgánica está constituida por pequeñas partículas de relleno inorgánico, las cuales son incorporados a la matriz resinosa para implementar sus cualidades mecánicas y también contrarrestaban la contracción de la fotopolimerización. Las partículas de relleno utilizadas son sacadas del sílice y también del cuarzo (sus

tamaños van de los 0.1 micrómetros y 10 micrómetros). Son utilizadas también como partículas de relleno; silicatos de litio, cristales de bario, silicatos de aluminio, cristales de estroncio/zinc, etc (Phillips, 1986).

El agente de unión es muy importante ya que debe existir una adhesión química entre las partículas de relleno y los ingredientes de la matriz de la resina, accediendo a que la matriz orgánica transfiera fuerzas, logrando la rigidez de las partículas de relleno, comportándose como emanadores mecánicos en la interfase resina relleno (Barrancos, 2007; Sturdevant, 1999; Macchi, 2007; Craig, 1988).

El γ -metacriloxipropilmetoxisilano, es el agente de unión más utilizado (derivado del silano). En sus estructura conlleva grupos silanol y tienen la capacidad de enlazarse con los silanoles de las partículas de relleno mediados por conformación de enlaces siloxanos, también conllevan grupos metacritalo, los cuales conforman enlaces covalentes con la matriz orgánica al ser fotopolimerizada, obteniendo la unión deseada entre ellas (Barrancos, 2007; Sturdevant, 1999; Macchi, 2007; Craig, 1988).

Existen componentes adicionales, como los inhibidores en el suceso de fotopolimerización (estos previenen el endurecimiento del biomaterial cuando son almacenados) y también hay activadores de la fotopolimerización (los cuales por la generación de los radicales libres posibilitan la activación de la fotopolimerización resultado de la agregación de monómeros de dimetacrilatos) (Osore, 2013).

Desde otro punto de vista, una vez insertada la luz en los biomateriales ya fotocurados, comienzan el proceso de transformación polimérica, en otras palabras los monómeros a través de una serie de sucesos químicos se adhieren y se convierten en moléculas de gran tamaño, produciéndose así la reacomodación atómica y esto es

por: las diferencias físicas y químicas del volumen entre los ingredientes iniciales y el resultante, lo que provoca una reducción en el volumen de material restaurador (Abreu, 2002).

El estrés de fotopolimerización además de la reducción en una restauración dental, depende principalmente de la capacidad de fluidez, el módulo de elasticidad, la deformación del composite y del uso de bases como resinas fluidas o ionómeros, así como del sistema de adhesión dental, la forma y método del fotocurado y muchos mas. La conexión entre la matriz inorgánica y orgánica, es uno de los factores responsables de la reducción en la fotopolimerización y guarda conexión directa con las propiedades físicas del biomaterial (tales como la resistencia de compresión, resistencia a la abrasión y estética) (Abreu, 2003).

En la parte estética la resina se modifica para obtener color, translucidez y opacidad, así imita el color de los dientes naturales. En un inicio solo se indicaban resinas para restauraciones estéticas en el sector anterior, pero gracias al desarrollo de los biomateriales, esta indicación se generalizo al sector posterior, ya que mejoraron las propiedades intrínsecas de esta como: alta resistencia al desgaste, manipulación, además de brindar mayor estética (Ada Council on Scientific [JADA], 2003).

La resina al ser polimerizada trata de reducirse, pero al estar unida a las paredes no puede hacerlo, por ende tratara de expandirse hacia zonas donde no encuentre oposición. Sim embargo, la resina se reducirá hacia las paredes de la restauración, causando que la pared con más baja fuerza de unión sufra una desunión (Bertoli, 2001).

El mayor inconveniente es la contracción en las resinas. La estructura molecular de la resina compuesta (monómeros) se encuentran separadas antes de ser fotoactivadas, al polimerizarse se establecen uniones covalentes entre sí, produciéndose una reacomodación espacial de los polímeros provocando la minimización volumétrica del biomaterial (Braga y Ferracane, 2004).

Ionómeros

A partir de los años 70, los ionómeros fueron adquiriendo gran importancia en la odontología preventiva como en la restauradora. A través del tiempo fue modificándose en su composición y estructura química primogénita, así como en sus aplicaciones e indicaciones clínicas. Los ionómeros pueden clasificarse en forma basta y resumida en dos categorías (Mc Lean, Nicholson y Wilson, 1994).

Primero encontramos a los ionómeros convencionales constituidos por un polvo (cristales de flúor aluminio silicato) y por un líquido (ácido poliacrílico). Los cuales por la reacción ácido base y como el fraguado es únicamente químico, no se activa mediante luz (McLean, Nicholson y Wilson, 1994).

La palabra ionómeros fue patentada por la empresa Dupont, describiendo así la gama de polímeros que conllevan una diminuta porción de grupos ionizados o ionizables y poseían ventajas de cementos compuestos por silicatos como la translucidez, además de la liberación de flúor y de cementos de policarboxilatos como la adherencia. El porcentaje de flúor está entre el 10% o 23%, conteniendo un gran efecto anti caries (McLean, Nicholson y Wilson, 1994).

La principal desventaja de este biomaterial es su delicada reacción a la contaminación por humedad y deshidratación. La adquisición de agua en sus inicios

de ajuste, produce un deterioro de esta, así como la disminución evidente en su dureza. Cuando el ionómeros recientemente combinado es exhibido al medio externo, sin algún tipo de protección, provoca fallas de cohesión y conduce a la formación de micro grietas. Por esto se debe eludir la excedente exposición y deshidratación, ya que esto incrementa la sensibilidad post operatoria (Mclean, Nicholson y Wilson, 1994; Mojon, Kaltio, Feduik, Hawbolt y MacEntee, 1996; Ogimoto y Ogawa, 1997).

Los ionómeros de vidrio no endurecen completamente hasta después de las 24 o 72 horas iniciada la colocación y toda la carga debe ser evitada. Se sugiere que minúsculas cantidades de ionómero de vidrio son insertadas en las restauraciones y así evitar la acumulación de la presión hidrostática (Mclean, Nicholson y Wilson, 1994; Mojon, Kaltio, Feduik, Hawbolt y MacEntee, 1996; Ogimoto y Ogawa, 1997).

Los ionómeros vítreos están conformados por ácido poli acrílico, ácido itaconico, ácido maleico, ácido tartárico entre otros, y la combinación de todos estos con sus sales. Debido a esto se ofrece en forma de líquido (ácido) y de polvo (base). Estos endurecen mediante una reacción ácido-base, producida en el momento que el ácido acomete al ionómero de vidrio, produciendo iones de flúor, iones de calcio e iones de aluminio, quedando nuclearmente la estructura silicea del ionómero de vidrio. Los iones bivalentes como: calcio, aluminio y estroncio, constituyen la matriz del núcleo del ionómero de vidrio, como aluminio y policarboxilato de calcio. El flúor sale del ionómero de vidrio en forma de fluoruro de sodio, este fenómeno es conocido como el fenómeno de liberación de flúor (Mclean, Nicholson y Wilson, 1994; Mojon, Kaltio, Feduik, Hawbolt y MacEntee, 1996; Ogimoto y Ogawa, 1997).

Este proceso es prolongado para el caso de ionómeros de vidrio convencionales, especialmente cuando el ionómero conlleva más aluminio, logrando una menor solubilidad, tal es el caso de los biomateriales producidos con el fin de realizar restauraciones estéticas o cementaciones, en contra parte la reacción es más acelerada en productos preparados como base o como relleno cavitario, puesto que contienen menos aluminio y otros óxidos (Dentsply, 2011).

Segundo encontramos a los ionómeros de vidrio resinosos o modificados con resina insertados por primera vez por los años 90, estos tenían el fin de mezclar ciertas cualidades atractivas de los ionómeros de vidrio, tales como: la liberación de flúor y su adhesión química, con las cualidades de la resina que nos ofrecen una alta fuerza y menor disolución (McCabe y Walls, 2005).

La variación se dio en el líquido ya que estaba compuesto por ácido policarboxilato (unidos a grupos acrílicos), y la respuesta del fraguado fue adicionada por la reacción del fotocurado, sugeridas por indicación del productor, mejorando así el aguante al desgaste. Tiene presentaciones como líquido y polvo, así como de capsulas o sistemas de dos pastas (McCabe y Wall, 2005).

Este biomaterial ha sido utilizado en reconstrucciones cervicales, en los cuales los márgenes son tanto de esmalte y dentina. La unión a la estructura dentaria lo realiza el biomaterial elegido, este biomaterial debido a su reducida estética sugiere que en diversas ocasiones sea utilizado como base, cubierta posteriormente por resina compuesta (DeMuck *et al.*, 2004).

La adhesión del ionómero nos brinda beneficios como la adhesión en la cavidad dental, esto preserva la pulpa dental, eliminando la aparición intrínseca de la cavidad

dental debido a fenómenos de liberación de flúor. También previene en sus inicios la coloraciones en los márgenes circundantes a la cavidad debido a la micro filtración, logrando mínimamente aumentar la resistencia del biomaterial respecto a la estructura dentaria. Sin embargo, se cuestionan muchas cosas referente a la eficacia de este biomaterial a largo plazo y debe depositarse en la adhesión de esta (Erickson y Glasspoole, 1994).

Estos ionómeros híbridos deben su reacción al ácido-base y no a los sistemas de resinas compuestos de flúor. En contra posición de los biomateriales comunes, este biomaterial es resistente a la deshidratación y a la cercanía con el medio húmedo, permitiendo ser pulidos después de su activación (Koibuchi, 2001).

Estos ionómeros son capaces de unirse directamente al esmalte dental, incluso empleando diferentes mecanismos. Los ionómeros comunes se adhieren a esmalte y dentina, por uniones iónicas con los cristales de hidroxiapatita. Los ionómeros modificados con resina se adhieren de igual manera, sin embargo, debido a sus ingredientes también poseen mecanismos de adhesión igual a los utilizados por las resinas (Koibuchi, 2001).

Pruebas de adhesión a la estructura dental

El ISO 11405(2015) nos brinda los términos y definiciones, es así que definen la resistencia adhesiva como la fuerza por unidad de área necesaria para separar una unión en la interfaz por medio de la producción de una falla.

Las pruebas de resistencia de adhesión ponen a prueba la fuerza generada en dos materiales unidos entre sí por medio de un adhesivo. Es usada normalmente para estudiar un nuevo biomaterial, además de la técnica operativa (antes de ser

implementadas en la práctica clínica). Podemos intentar desunir estos biomateriales utilizando una máquina de ensayo universal después de su adhesión, midiendo la fuerza necesaria para lograr la disgregación (Heintze, 2013).

Las ventajas de esta prueba de laboratorio, es la recolección de datos de una forma inmediata basándonos en una propiedad específica. La sencillez de esta metodología normalmente usada nos brinda la posibilidad de cuantificar un parámetro específico, conservando constantemente las variables así como la capacidad de poder evaluar de forma directa la eficacia de un biomaterial, también la habilidad de probar al mismo tiempo diversos grupos experimentales en un mismo estudio y finalmente la habilidad de manipular la mayoría de secuencias e instrumentos un tanto sofisticados y de un costo bajo (Van Meerbeek *et al.*,2010).

Resistencia a la tracción

Los ensayos de tracción consisten en ejercer a una probeta homogénea fuerzas axiales ascendentes hasta que se produzca la ruptura de esta. Midiendo la resistencia del biomaterial a fuerzas estáticas o siendo aplicadas despaciosamente. La rapidez de la transformación en los ensayos clínicos de tensión pueden ser diminutas y estas siguen una normativa (ISO 11405, 2015).

Los tipos de fuerzas pueden separarse según las direcciones en que son originadas. Las fuerzas compresivas; son cargas compuestas por dos fuerzas en la misma dirección, produciendo la disminución del tamaño de la muestra, pudiendo producir la deformación o fractura en su estructura (la fuerza opuesta a esta deformación es denominada fuerza compresiva) (White y Yu, 1993; ISO 11405, 2015).

Las fuerzas traccionales; son fuerzas que van en la misma orientación pero en sentidos opuestos, produciendo un aumento o fractura en la estructura. Las fuerzas por cizalla son fuerzas contrarias a la dirección de este, que tiende a producir un movimiento del cuerpo respecto a otro (la fuerza opuesta a esta deformación es denominada resistencia tangencial). La resistencia traccional es utilizada para determinar la adherencia entre las estructuras dentarias y el biomaterial, la cual tiene la lógica de que cuanto más fuerte es la adherencia, mejor resistirá la tensión impuesta por la polimerización y la función oral, se realiza en una maquina universal de ensayo, conectada a un ordenador, esta registra todos los valores de fuerza empleados en el ensayo por cada muestra o espécimen, brindándonos resultados números en Newton, que serán convertidos a MPa, según la normativa (White y Yu, 1993; ISO 11405, 2015).

La cual puede revelar información clínica útil al momento de elegir el material restaurador a usar.

2.2 Antecedentes

Berrios y Laura (2016) en Perú se compararon la fuerza de adhesión usando gluconato de clorhexidina al 2% e hipoclorito de sodio al 2.5% como tratamiento previo a la aplicación del adhesivo sobre la superficie dentinaria. Para este estudio se recolectaron 30 molares humanos, distribuidos aleatoriamente en grupos de 10, el grupo 1; no recibió tratamiento después del acondicionamiento ácido, el grupo 2; recibió tratamiento con clorhexidrina al 2% después del acondicionamiento ácido y previa aplicación del adhesivo y el grupo 3; recibió tratamiento con hipoclorito de sodio al 2,5% después del acondicionamiento ácido y previa aplicación del adhesivo. En los tres grupos se colocó resina compuesta (Z350 3M ESPE) mediante un molde de 6mm de diámetro por 4mm de alto, en la parte central de la dentina. Las muestras fueron sometidas a tracción a 1mm/m. Se concluyó que el grupo 1 obtuvo una fuerza de adhesión promedio de 12,55MPa, el grupo 2; obtuvo una fuerza de adhesión promedio de 13,12MPa y finalmente el grupo 3; obtuvo una fuerza de adhesión promedio de 16,08MPa.

Colina *et al.*(2016) en Venezuela compararon la influencia del sellado dentinario usando adhesivos de grabado total y autograbadores en la resistencia adhesiva a la dentina en restauraciones indirectas de composite. Para este estudio se recolectaron 40 molares humanos sanos, se asignaron en cuatro grupos experimentales aleatoriamente, de acuerdo a la técnica de cementación utilizada para cada biomaterial. El grupo 1; sellado dentinario demorado con sistema adhesivo de grabado total Adper Single Bond 2 utilizando RelyX ARC 3M (ionómero resinoso), el grupo 2; sellado dentinario demorado con sistema adhesivo autograbador One

Coat Self-Etching Bond utilizando Paracore Coltene (ionómero resinoso), el grupo 3; sellado dentinario inmediato con sistema adhesivo de grabado total Adper Bond 2 utilizando RelyX ARC 3M y el grupo 4; sellado dentinario inmediato con sistema adhesivo autograbadador One Coat Self-Etching Bond utilizando Paracore Coltene. Las muestras fueron seccionadas con un sierra de precisión ISOMET 100TM para la obtención de micro especímenes, los cuales fueron sometidos a tracción a una velocidad de 1mm/s. Los valores obtenidos se convirtieron a MPa y fueron analizados con ANOVA univariado de dos factores con el valor de $p=0.05$. Se concluyó que el sistema utilizando un adhesivo de grabado total Adper Single Bond 2 arrojó mayores valores de fuerza de adhesión a dentina que el sistema adhesivo autograbadador One Coat Self-Etching Bond. El sellado dentinario inmediato aumenta significativamente los valores de adhesión a dentina para ambos sistemas adhesivos. El grupo 1 obtuvo una media de 20,76 Mpa , el grupo 2 obtuvo una media de 17,75Mpa , el grupo 3 obtuvo una media de 27,47Mpa y el grupo 4 obtuvo una media de 20,90Mpa.

Mujica (2015) en Perú evaluó la fuerza de adhesión en dentina utilizando un sistema de adhesión con grabado ácido, sumándole el procedimiento desproteinizante mediante la aplicación de un gel de hipoclorito de sodio a una concentración de 5,25%. Se recolectaron 40 premolares humanas libres de caries, divididas en dos grupos de 20 cada uno, correspondientes a la técnica convencional y a la técnica modificada (desproteinización). Se les realizó una preparación cavitaria de 3x2x2mm, posteriormente restauradas con resina compuesta Herculite Precis (Kerr) y sometidas a tracción a 50mm/min. En el análisis estadístico se utilizó la prueba t de student,

demostrado que existe diferencia estadísticamente significativa entre la técnica convencional , la cual presento un valor de fuerza de adhesión de 73,4 MPa y la técnica modificada, la cual presento un valor de fuerza de adhesión de 115,92 MPa.

2.3 Justificación de la investigación

Teórico: Los resultados del presente trabajo de Investigación permitirá aumentar la evidencia frente a esta temática que en nuestra realidad no se le toma la importancia debida, al ser la adhesión dental una característica fundamental en las restauraciones de piezas dentales, permitiéndonos un enfoque menos invasivo y más conservador al momento de preparar la cavidad dental, nos enfocamos en dos biomateriales que en los últimos años han ido experimentado cambios estructurales que influyen directamente en el proceso y la eficiencia de la adhesión en la restauración de piezas dentarias tales como el ionómero de vidrio modificado con resina y la resina de nanorrelleno.

Practico/ clínico: Permite al clínico elegir el biomaterial de restauración adecuado, que reduzca problemas como la pérdida prematura de la restauración, sensibilidad postoperatoria, microfiltración, entre otros.

2.4 Hipótesis

El ionómero de vidrio modificado con resina y la resina de nanorrelleno poseen diferente composición estructural, propiedades físicas y bioquímicas, por ende, es probable que exista una diferencia en la fuerza de adhesión a la dentina humana de ambos biomateriales.

H₀ = La media de la fuerza de adhesión del grupo resina de nanorrelleno **es menor o igual** de la media de la fuerza de adhesión del grupo ionómero de vidrio modificado con resina.

H₁ = La media de la fuerza de adhesión del grupo resina de nanorrelleno **es mayor** a la media de la fuerza de adhesión del grupo ionómero de vidrio modificado con resina.

III. Objetivos

3.1 Objetivo general

Comparar la fuerza de adhesión a la dentina humana del ionómero de vidrio modificado con resina y la resina de nanorrelleno en terceras molares.

3.2 Objetivos específicos

Hallar la fuerza de adhesión a la dentina humana del ionómero de vidrio modificado con resina en terceras molares.

Identificar la fuerza de adhesión a la dentina humana de la resina de nanorrelleno en terceras molares.

IV. Materiales y métodos

4.1 Tipo de estudio

Enfoque: Cuantitativo, pues las variables pueden ser medidas con valores numéricos.

Diseño: Experimental, porque existe manipulación de la variable independiente buscando cambios en la dependiente mediante experimentación dentro de una situación controlada por el investigador.

Tiempo de ocurrencia de los hechos: Prospectivo, ya que el fenómeno a estudiar se registra a medida que ocurre.

Registro de la información: Prolectivo, porque los datos serán medidos y recolectados por el investigador.

Periodo y secuencia de estudio: Transversal, porque se estudian las variables simultáneamente en determinado momento.

4.2 Población / muestra / criterios de selección

4.2.1 Población.

Terceras molares extraídas de pacientes de 16 a 40 años de edad en el Hospital Militar Central en el área de Cirugía maxilofacial entre los meses de julio y agosto del 2018.

4.2.2 Muestra.

El tamaño de la muestra se determinó según la norma ISO/TR 11405 del 2015 (Anexo 4). Estuvo compuesta por 50 terceras molares las cuales fueron divididas según muestreo aleatorio simple en dos grupos ; el primer grupo conformado por 25 terceras molares restauradas con ionómero de vidrio modificado con resina (3M ESPE Vitrebond Plus Clicker) y el segundo grupo conformado por 25 terceras molares restauradas con resina de nanorrelleno (3M ESPE Filtek Z250 XT NANO HYBRID A3.5) .

4.2.3 Criterios de selección.

4.2.3.1 Criterios de inclusión.

Terceras molares.

Terceras molares conservadas en frascos de agua destilada de grado III.

Terceras molares extraídas por indicaciones del cirujano dentista de pacientes de 16 y 40 años de edad.

4.2.3.2 Criterios de exclusión.

Terceras molares con restauraciones.

Terceras molares con lesiones cariosas.

Terceras molares con fisuras, defectos o destrucción de la corona.

4.3 Variables / Operacionalización

4.3.1 Variable dependiente

Fuerza de adhesión, que es la carga mecánica inicial necesaria para la fractura dividida por la superficie simple de unión, se mide en MPa.

4.3.2 Variable independiente

Material de obturación; que son materiales que se utilizan para la reconstrucción de las estructuras dentarias, en este caso utilizamos el ionómero de vidrio modificado con resina (3M ESPE Vitrebond Plus Clicker) y la resina de nanorrelleno (3M ESPE Filtek Z250 XT NANO HYBRID A3.5).

4.3.3 Operacionalización de variables

Variable	Dimensiones	Definición operacional	Indicador	Escala	Valor
Fuerza de adhesión	Fuerza de adhesión entre la dentina humana y el ionómero de vidrio modificado con resina y resina de nanorrelleno	Fuerza traccional requerida para producir fractura o falla en la interface adhesiva dentina y ionomero de vidrio modificado con resina y resina de nanorrelleno	Medida obtenida por la máquina de tracción universal.	Razón	MPa 0-X

4.4 Método / técnica / procedimiento

4.4.1 Método/técnica

Se realizó mediante observación directa y utilizando una ficha de datos para recopilar las mediciones brindadas por la maquina universal de tracción.

4.4.2 Procedimiento

1. Las muestras fueron recolectadas en el Hospital Militar Central del Perú en el área de Cirugía maxilofacial, conservadas inmediatamente post extracción en un embace de plástico transparente con agua destilada de grado III, la cual fue cambiada cada 2 días para evitar contaminación.
2. Se seleccionaron 50 terceras molares siguiendo los criterios de inclusión y exclusión.
3. Se eliminaron las cúspides oclusales hasta exponer la dentina, utilizando un motor DREMEL 3000, con un disco diamantado NTI P/M 220-014 (355-504-220) EX-FINO ALEMAN, bajo agua corriente para evitar la deshidratación de la tercera molar. El disco fue cambiado cada 5 cortes para eliminar el sesgo.
4. Se diseñaron moldes cilíndricos de 2cm de alto por 2,6cm de diámetro, las terceras molares fueron sumergidas parcialmente en dichos moldes en la etapa filamentosa del acrílico transparente.
5. Se seleccionaron al azar las muestras formando dos grupos de 25 terceras molares.
6. En el primer grupo, se limpió la superficie dentaria con agua (agua de mesa Vida sin gas) mediante una jeringa triple por 10 segundos, posteriormente se secó levemente la superficie con un chorro de aire mediante la jeringa triple por 3

segundos y se colocó un molde cilíndrico de acero de 2.9 mm de diámetro interno, 2,6 cm de diámetro externo por 6 mm de alto en la parte central de la dentina y paralelo a esta. Se utilizó ionómero de vidrio modificado con resina (3M ESPE Vitrebond Plus Clicker) ,el cual fue aplicado mediante un dispensador de ionómero (marca Maquira) mediante 2 incrementos y fotopolimerizado con una lámpara led (LED H WOODPECKER con una potencia de luz de 1000mW/cm² -1200mW/cm² y una longitud de onda de 480-490nm) por 40 segundos en cada caso. El tiempo fue calculado mediante el cronometro del iPhone 6.

7. En el segundo grupo, se limpió la superficie dentaria con agua (agua de mesa Vida sin gas) mediante una jeringa triple por 10 segundos, posteriormente se realizó el grabado con ácido fosfórico al 37% (ETCH-37 gel) por 10 segundos , el enjuague se realizó mediante una jeringa triple por 10 segundos (agua de mesa Vida sin gas), posteriormente se secó levemente la superficie con un chorro de aire utilizando la jeringa triple por 3 segundos . Se aplicó una gota de adhesivo (3M ESPE ADPER SINGLE BOND 2) con un microbrus mediano (MODELO M6500R/LK4000R MADE IN LAKONG MEDICAL DEVICES) a la superficie previamente tratada , se le aplicó un leve choro de aire por 3 segundos con la jeringa triple y se fotopolimerizó con una lámpara led (LED H WOODPECKER con una potencia de luz de 1000mW/cm² -1200mW/cm² y una longitud de onda de 480-490nm) por 40 segundos. Después se colocó un molde cilíndrico de acero de 2.9 mm de diámetro interno, 2,6 cm de diámetro externo por 6 mm de alto en la parte central de la dentina y paralelo a esta. Se utilizó resina de nanorrelleno (3M ESPE Filtek Z250 XT NANO HYBRID A3.5) mediante 2 incrementos y

fotopolimerizado con una lámpara led (LED H WOODPECKER con una potencia de luz de 1000mW/cm² -1200mW/cm² y una longitud de onda de 480-490nm) por 40 segundos en cada caso. El tiempo fue calculado mediante el cronometro del iPhone 6.

8. Estos especímenes fueron conservados en agua destilada de grado III por un periodo de 24h a 37°C en un termo, antes de ser sometidos a tracción.
9. Se utilizó la máquina de tracción universal a 0,5 mm/min, dándonos la fuerza de tracción en N y posteriormente convertidos a MPa.
10. Los datos se recolectaron y procesaron mediante el programa testXpertII por el Ingeniero mecanico Robert Teheran en el laboratorio HTL(High Technology Laboratory Certificate), los cuales fueron transcritos a la Ficha de datos (Anexo 2) y se analizaron con el programa de análisis estadístico SPSS versión 25.

4.5 Consideraciones éticas

Las muestras fueron recolectadas en el Hospital Militar Central del Perú en el área de Cirugía maxilofacial por indicaciones de extracción dada por el cirujano dentista.

Respecto a la autoría por el uso de información, estas fueron citadas y colocadas en las referencias bibliográficas.

Respecto al conflicto de interés, esta investigación no tiene vínculos con la empresa de los biomateriales que son usados en esta investigación.

4.6 Plan de análisis

4.6.1 Descriptivo

Para la descripción de la variable de estudio se utilizaron medidas de tendencia central y dispersión.

Los resultados se presentan mediante el uso de figuras de cajas y bigotes.

4.6.2 Inferencial

Se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk , para verificar la igualdad de varianza y la prueba de Levene para homogeneidad de varianza. El análisis estadístico se realizó mediante la prueba paramétrica T-student para igualdad de medias a un nivel de significancia de 0.05.

V. Resultados

Al análisis descriptivo encontramos que la fuerza de adhesión a la dentina humana del “Ionómero de vidrio modificado con resina” tuvo una media de 10,82MPa, una mediana de 10,78 MPa, una fuerza de adhesión mínima de 10,28 MPa y fuerza de adhesión máxima de 11,48 MPa. (Tabla 1) (Figura 1).

Tabla 1

Estadísticas descriptivas de la fuerza de adhesión a la dentina humana del “Ionómero de vidrio modificado con resina” en terceras molares

Biomaterial	Fuerza de adhesión (MPa)				
	Media	Mediana	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Ionómero de vidrio modificado con resina	10,82	10,78	0,33	10,28	11,48

Por otro lado, encontramos que la fuerza de adhesión a la dentina humana de la “Resina de nanorrelleno” obtuvo una media de 14,24 MPa , una mediana de 14,19 MPa, una fuerza de adhesión mínima de 13,65 MPa y una fuerza de adhesión máxima de 14,84 MPa. (Tabla 2) (Figura 1).

Tabla 2

Estadísticas descriptivas de la fuerza de adhesión a la dentina humana de la “Resina de nanorrelleno” en terceras molares

Biomaterial	Fuerza de adhesión (MPa)				
	Media	Mediana	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Resina de nanorrelleno	14,24	14,19	0,34	13,65	14,84

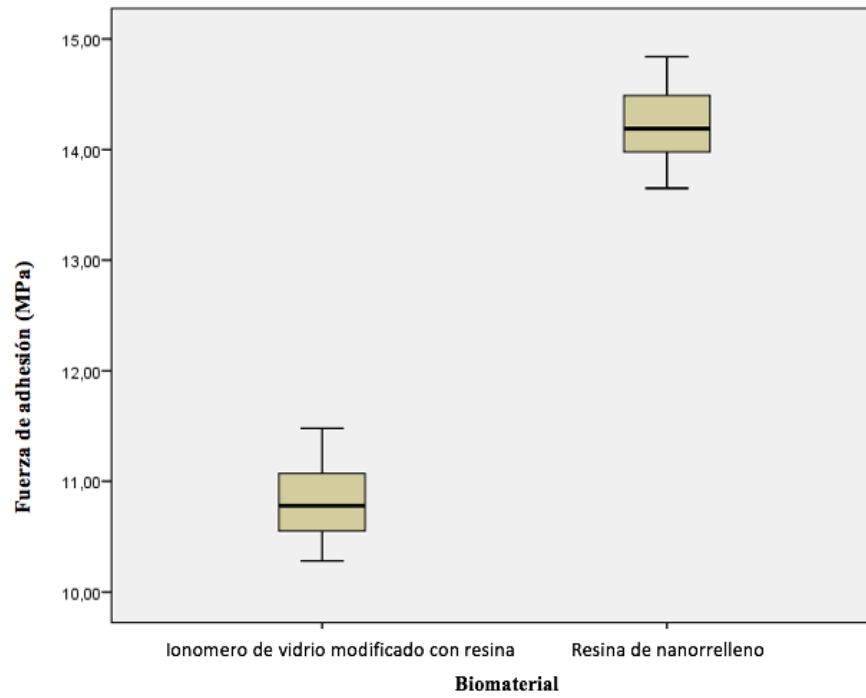


Figura 1. Distribución de la fuerza de adhesión a la dentina humana del “Ionómero de vidrio modificado con resina” y “Resina de nanorrelleno”.

Prueba de Normalidad

Para determinar la distribución normal de los grupos, se realizó la prueba de Shapiro-Wilk, obteniendo un nivel de significancia de 0.393, valor que es mayor a 0.05, confirmando el supuesto de normalidad.

Biomaterial		Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.
Fuerza de adhesión (MPa)	Ionómero de vidrio modificado con resina	0,959	25	0,393
	Resina de nanorelleno	0,961	25	0,428

Prueba de Varianza

Se realizó la prueba de Levene para homogeneidad de varianza, encontrándose un nivel de significancia de 0.890, valor que es superior a 0.05, por lo tanto se asume la igualdad de varianzas.

		Prueba de Levene de calidad de varianzas	
		F	Sig.
Fuerza de adhesión (MPa)	Se asumen varianzas iguales	0,019	0,890
	No se asumen varianzas iguales		

Prueba de Hipótesis

Se planteó las siguientes hipótesis:

H₀: La media de la fuerza de adhesión del grupo resina de nanorrelleno **es menor o igual** de la media de la fuerza de adhesión del grupo ionómero de vidrio modificado con resina a la dentina humana en terceras molares de pacientes de 16 a 40 años.

H₁: La media de la fuerza de adhesión del grupo resina de nanorrelleno **es mayor** a la media de la fuerza de adhesión del grupo ionómero de vidrio modificado con resina a la dentina humana en terceras molares de pacientes de 16 a 40 años.

Se utilizó la prueba T-Student, encontrándose un valor positivo a “t” y p/2 menor al 0.05. Por lo que se rechaza la hipótesis nula (H₀), pudiéndose afirmar que la media de la fuerza de adhesión del grupo resina de nanorrelleno **es mayor** a la media de la fuerza de adhesión del grupo ionómero de vidrio modificado con resina a la dentina humana en terceras molares de pacientes de 16 a 40 años. (Tabla 3)

Tabla 3

Prueba T-Student de los grupos “Ionómero de vidrio modificado con resina” y “Resina de nanorrelleno”.

Media de la Fuerza de adhesión (MPa)		Prueba T-Student para igualdad de medias					95% de intervalo de confianza de la diferencia	
Ionómero de vidrio modificado con resina	Resina de nanorrelleno	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	Inferior	Superior
10,82	14,24	36,118	48	0,000	3,424	0,094	3,233	3,615

VI. Discusión

En presente trabajo de investigación tuvo como objetivo general comparar in vitro la fuerza de adhesión mediante tracción a la dentina humana del “Ionómero de vidrio modificado con resina” y “Resina de nanorrelleno”.

Los resultados obtenidos en el presente estudio tienen gran relevancia clínica, ya que si bien se conocen los diferentes mecanismos de adhesión empleados por estos biomateriales, además de sus propiedades intrínsecas, se expone la capacidad de adhesión de estos biomateriales a dentina. Aportando una alternativa de restauración en la práctica clínica.

Actualmente encontramos los “Ionómero de vidrio modificado con resina”, los cuales conservan las propiedades de los Ionómero de vidrio convencionales como la liberación de flúor y su mecanismo de adhesión química, adicionalmente presentan mejor fuerza de adhesión y gran resistencia al desgaste

En el presente estudio se encontró a lo referente a la fuerza de adhesión a la dentina humana del “Ionómero de vidrio modificado con resina” en terceras molares, que la fuerza de adhesión media del grupo “Ionómero de vidrio modificado con resina” fue de 10.14MPa, estos resultados discrepan con los obtenidos por Colina *et al.*(2016), en Venezuela, quienes compararon la fuerza de adhesión de Ionómeros resinosos a la superficie dentaria, tratando de diferentes maneras la superficie dentaria, encontrando una mayor fuerza de adhesión media de 27,47MPa, correspondiente a la dentina tratada con adhesivos de grabado total, antes de colocar el Ionómero resinoso (RelyX ARC).

Esta discrepancia podría deberse a que ellos emplearon 10 molares humanas por grupo de estudio, tamaño inferior al utilizado en el presente estudio, en el cual se utilizó 25

molares por grupo de estudio. Cabe mencionar que ellos utilizaron un tratamiento previo a la restauración, afectando de manera considerable la adhesión de esta en dentina.

En el transcurso del tiempo las resinas compuestas también han sido modificadas estructuralmente, es así que las resinas de nanorrelleno han creado un gran impacto en la práctica clínica actual, ofreciendo una mejor fuerza de adhesión respecto a la resinas compuestas, gran resistencia al desgaste, menor contracción al ser fotopolimerizadas, entre otros.

En lo referente a la fuerza de adhesión a la dentina humana de la “Resina de nanorrelleno” en terceras molares, se encontró que la fuerza de adhesión media del grupo “Resina de nanorrelleno” fue de 14,24 MPa, estos resultados son discrepantes con los obtenidos por Mujica (2015), en Perú, quien comparo la fuerza de adhesión de una resina compuesta (Herculite Preus), previamente tratando de diferentes maneras la dentina humana, encontrando que la mayor fuerza de adhesión media fue de 115,92MPa, correspondiente a la dentina desproteinizada con hipoclorito de sodio al 5,25%.

Esta discrepancia podría deberse a que el trabajo en una área dentinaria de 3x2x2mm y el presente estudio trabajo sobre una superficie dentinaria homogénea. Cabe mencionar que si bien se utilizaron número de muestras semejantes por grupo de estudio, la diferencia podría deberse al tipo de pieza dental utilizada, ya que Mujica (2015) empleo premolares y el presente estudio empleo terceras molares.

En los estudios realizados por Berrios y Laura(2016), en Perú, donde se comparó la fuerza de adhesión a la dentina humana de una resina compuesta (Z350 3M), previo tratamiento a la dentina, se encontró que la mayor fuerza de adhesión media fue de 16,08MPa, correspondiente a las piezas tratadas previamente con hipoclorito de sodio al

2,5% antes de la aplicación del adhesivo, los cuales no presentaron gran variación con el presente estudio. Cabe mencionar que el presente estudio no trató la dentina en el proceso de adhesión, pudiéndose afirmar que el hipoclorito de sodio 2,5% no incrementa la fuerza de adhesión en este procedimiento.

VII. Conclusiones

1. La menor fuerza de adhesión a la dentina humana fue la del “Ionómero de vidrio modificado con resina” (3M ESPE Vitrebond Plus Clicker)
2. La mayor fuerza de adhesión a la dentina humana se obtuvo al traccionar la “Resina de nanorrelleno” (3M ESPE Filtek Z250 XT NANO HYBRID A3.5).
3. En este estudio encontró una diferencia significativa en la fuerza de adhesión a la dentina humana del “Ionómero de vidrio modificado con resina” (3M ESPE Vitrebond Plus Clicker) y “resina de nanorrelleno” (3M ESPE Filtek Z250 XT NANO HYBRID A3.5), pudiéndose afirmar que la media de la fuerza de adhesión del grupo “resina de nanorrelleno” es mayor a la media de la fuerza de adhesión del grupo “Ionómero de vidrio modificado con resina” a la dentina humana.

VIII. Recomendaciones

1. Se recomienda estudios con biomateriales mejorados o modificados, para observar mejor la evolución de la fuerza de adhesión de estos a nivel dentinario.
2. Se recomienda analizar parámetros a la fuerza de adhesión como la dureza del material, la micro filtración, entre otros.
3. Realizar estudios con mayor número de terceras molares, para contrarrestar los resultados dados.
4. Realizar estudios con las marcas más usadas de ionómero de vidrio y resina en la práctica clínica.

IX. Referencias bibliográficas

- Abate, P., Bertacchini, S., Polack, M. y Macchini, R. (1997). Adhesion of a compomer to dental structures. *Quintessence International*, 28(8), 509-512.
- Abreu, R. (2002). *Adhesión en odontología contemporánea*. Venezuela: Odontología online. Recuperado del sitio web: <http://www.odontologia-online.com>
- Abreu, R. (2003). *Resinas compuestas en el futuro*. Venezuela: Odontología online. Recuperado del sitio web: <http://www.odontologia-online.com>
- Ada Council on Scientific Affairs. (2003). Direct and indirect restorative materials. *JADA*, 134(1), 463-472.
- Alex, G. (2012). Is total etch dead? Evidence suggests otherwise. *Compend Contin Educ. Dent.* 33(1), 12-4.
- Astorga, C., Bader, M., Baeza, R., Ehrmantraut, M., Ribera, C. y Vergara, J. (2004). *Propiedades Generales: Materiales cerámicos Texto de Biomateriales Odontológicos*. Santiago de Chile, Chile: Universidad de Chile.
- Barrancos, M. (2006). *Operatoria Dental: Integración clínica*. Buenos Aires, Argentina: Ed. Médica Panamericana.
- Barrancos, J. (2007). *Operatoria Dental*. Buenos Aires, Argentina: Ed. Medica Panamericana.
- Bertoldi, A. (2001). Odontología restauradora y salud pulpar. *La carta odontológica*, 6(17), 4-20.
- Berkovitz, B., Holland, G. y Moxhan, B. (1995). *Atlas a color y texto de anatomía oral, histología y embriología*. España, Madrid: Editorial Mosby.
- Braga, R. y Ferracane, J. (2004). Alternatives In Polymerization Contraction Stress Management. *Crit. Rev. Oral. Biol. Med.* 5(3), 176 - 184.
- Black, G. (1908). *Operatoria dentistry*. Chicago: Editorial medico-dental.

- Buonocore, M.(1955). A simple method on increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J. Dent. Res.* 34(6), 849-853.
- Breschi, L., Mazzoni., A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R. y De Stefano Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater.* 24(1), 90–101. Recuperado de <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564107000541>.
- Berrios, E. y Laura, J.(2016). *Efecto in vitro en la resistencia adhesiva a la tracción del gluconato de clorhexidrina al 2% y del hipoclorito de sodio al 2,5%, aplicados sobre la superficie dentinaria.*(tesis de posgrado). Universidad Nacional Jorge Basadre Grohman de Tacna, Tacna, Perú.
- Burke, F.y McCanghey, A.(1995). The four generation of dentin bonding. *Am J Dent*, 8(2), 88-92.
- Craig, R.(1988). *Materiales dentales restauradores*. Buenos Aires, Argentina: Editorial Elsevier.
- Christensen, G.(2001). Self etching primers are here. *Journal of American dental association*, 132(1), 1041-1043.
- Cordero, V.(2004). *Estudio comparativo in vitro de la resistencia adhesiva de restauraciones en resina compuesta realizadas con técnica adhesiva con grabado ácido total v/s un sistema adhesivo autograbante.* (Trabajo de investigación para optar al título de Cirujano-Dentista), FOUCh, Chile.
- Colina, P., Rosales, H., Orellana, N., Carrero, J., Setien, V ., Teran, M. y Ramirez, R. (2016). Estudio comparativo de la fuerza de adhesión de dos sistemas adhesivos en las técnicas SDD y SDI. *Revista odontológica de los andes*,11(2), 39-50.

- Dentsply .(2011, 13 Mayo). Liderazgo odontológico . *Dentsply*. Recuperado de <http://www.dentsply.com.mx/Pdf/Revista/2011/may2011.pdf>.
- De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., Suzuki, K. y Lambrechts, P.(2004). Four-year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. *Eur J Oral Sci*, 112(1),73-83.
- Erickson, R.y Glasspoole, E. (1994). Bonding to Tooth Structure: A Comparison of Glass-Ionomers and Composite-Resin Systems. *J Est Dent*, 6 (5), 227-242.
- Ehrmantraut, M.y Bader, M. (1994). Polimerización de Resinas Compuestas a Través de Estructuras Dentarias. *Rev. FOUCh*. 12 (2), 22-27.
- Ehrmantraut, M.(2002). *Biomateriales Odontologicos*. Chile: Editorial de la Universidad de Chile.
- Fernandez, L.(2008). *Adhesion a los tejidos calcificados del diente*. El Cuyo Mendoza, Argentina: Facultad de Odontologia del Cuyo Mendoza.
- Fusayama, T. (1979). Two layers of carious dentin; diagnosis and treatment. *Operative Dent*, 4(1), 63-70.
- Gwinnet, A.J.(1998). *Adhesivos dentales. Restauraciones adhesivas directas en dientes anteriores fracturados*. Brasil,Sao Paulo:Ed. Santos livraria.
- Gartner, L.P. y Hiatt, J.L.(1997). *Histología: texto y atlas*. México, Mexico: McGraw-Hill Interamericana.
- Gómez, C.(2002). *Histología y embriología bucodental*, Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.

- Heintze, S.(2013). Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dent Mater*, 29(1), 59–84. Recuperado de:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564112003673>
- Henostroza, G.(2003). *Adhesión en Odontología Restauradora*. Curitiba, Brasil: Editorial Maio.
- ISO 11405.(2015). Dentistry Testing of adhesion to tooth structure. EEUU: *Organization International for Standardization*. Recuperado de
<https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:ts:11405>
- Jaberi, Z., Sadr, A., Moezizadeh, M., Aminian, R., Ghasemi, A. y Shimada, Y.(2008). Effects of one-year storage in water on bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *Dent. Mater.* 27(2), 266-272.
- Koibuchi, H.(2001). Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dental Materials*, 17(1), 122- 126.
- Kugel, G.y Ferrari, M.(2000). The science of bonding: From first to sixth generation. *Journal of the American Dental Association*, 131(1), 20-25.
- Lanata, E., Giglio, M., Abate, P., Bertone, M., Boldrini, M., Bordas, F. y Chiappara, B(2003). *Operatoria Dental: Estetica y adhesión*. Buenos Aires, Argentina: Grupo Guía S.A.
- Leevailof, C., Cochran, M., Matis, B., Moore, B. y Platt, J.(2001). Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. New York, EEUU: Editorial Oper.
- Lafuente, D., Romero, P. y Lachner, E.(2011). influencia de acondicionador dentinal en la fuerza de adhesión de ionomeros de vidrio para restauraciones. *Publicacion cientifica facultad de odontología*. 13(1), 3-5.

- Macchi, R.(2007). *Materiales Dentales*. Buenos Aires, Argentina: Editorial Médica Panamericana.
- Mandri, M., Aguirre, A. y Zamudio, M. (2015). Adhesives systems in Restorative Dentistry. *Odontoestomatología*. 26(17), 113-114.
- McLean, J.(2000). Historical overview: the pioneers of enamel and dentin bonding. Adhesion in the silent revolution in dentistry. *Edited by Roulet J. Quintessence publishing Co. Inc. Germany* , 9(2), 13-17.
- McLean, J., Nicholson, J. y Wilson, A.(1994). Proposed nomenclature for glass ionomer dental cements and related materials. *Quintessence Int.* 25(9), 587-9.
- Mojon, P., Kaltio, R., Feduik, D., Hawbolt, E. y MacEntee, M.(1996). Short term contamination of luting cements by water and saliva. *Dent Mater.* 12(1), 83-7.
- McCabe, J. y Walls, A.(2005). *Applied dental materials*. EEUU: Blackwell Pub.
- Mondelli, J., Ishikiriama, A., Galan, J. y De lima Navarro, F.(1998). *Principios generales de la preparación cavitaria*. Sao paulo, Brasil. Editora Sarvier.
- Mujica, B. (2015). *Evaluación de la fuerza de adhesión a dentina empleando la técnica modificada de desproteínezación con gel de hipoclorito de sodio al 5.25% y la técnica convencional en premolares sanos* (tesis de pregrado). Universidad Católica de Santa María, Arequipa, Perú.
- Navarro, M.(2006). *Conceptos actuales sobre el complejo Dentino-Pulpar*, Venezuela: Carlos Boveda Endodoncia . Recuperado de http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_49.htm.

- Ozer, F. y Blatz, M.(2013). Selfetch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 34(1),12-14.
- Osores, J.(2013) . *Estudio comparativo in vitro del grado de microfiltración marginal de restauraciones de resina compuesta realizadas con el sistema adhesivo XP BOND® utilizando la técnica de Grabado Ácido Total y de Grabado Ácido Selectivo del Esmalte*(Tesis de pregrado). Universidad de Chile, Chile.
- Ogimoto, T. y Ogawa, T.(1997). Simple and sure protection of crown margins from moisture in cementation. *J Prosthet Dent.* 78(1), 225.
- Pashley, D.(1997). Review. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* 25(1), 355-372.
- Phillips, R.(1986). *La Ciencia de los Materiales dentales de Skinner*. Madrid, España: Editorial Interamericana.
- Rodríguez, A., Pereyra, A., Zamudio, M., Álvarez, N. y Christiani, J. (2016). Estudio in vitro de la resistencia al cizallamiento de una resina reforzada según el tratamiento del sustrato. *Revista facultad de odontología.* 9(1), 8-12.
- Schwartz, R., Summitt, J. y Willian, R.(1999). *Fundamentos en odontología operatoria un logro contemporaneo*. Venezuela: Actualidades medico odontológicas latianomeriacana.
- Sturdevant, C.(1996). *Operatoria dental*. 3ed. Madrid: Mosby.
- Soares, I. y Goldberg, F. (2012). *Endodoncia técnicas y fundamentos*. Buenos Aires, Argentina : Editorial medica Panamericana.
- Swift, R.(2002). Dentin/Enamel adhesives: Review of the literature. *Pediatric Dentistr.* 24(5),456-461.
- Scherrer, S. Cesar, P. y Swain, M.(2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent. Mater.* 26(2), 78-93.

- Sudsan, S. y Van Noort, R.(1999). Do Dentin bond strength Tests serve a useful purpose. *J. Adhesive Dent.* 14(1), 24-27
- Sturdevant, C.(1999). *Arte y ciencia Operatoria dental*. Madrid, España: Editorial Mosby.
- Salz, U. y Bock, T.(2010). Testing adhesión of direct restoratives to dental hard tissue- A review.*J Adhes Dent.* 12(5), 343-371.
- Tsujimoto, A., Iwasa, M., Shimamura, Y., Murayama, R., Takamizawa, T. y Miyazaki, M. (2010). Enamel bonding of single step selfetch adhesives: influence of surface energy characteristics. *J. Dent.* 38(1), 123-130.
- Unterbrink, G. y Liebenberg, W.(1999). Flowable resin composites as filled adhesives. Literature review and clinical recommendations. *Quintessence.* 12(5), 134-136
- Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukura, R., Nakayama, Y., Okazaki, M. y Shintani, H.(2004). Comparative Study on Adhesive Performance of Functional Monomers. *J Dent Res.* 83(1), 454–458.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A. y Neves, A.(2010). Relationship between bond strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater.* 26(2), 100–21. Recuperado de:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564109004941>
- Walton, R. y Torabinejad, M. (1991). *Endodoncia. Principios y práctica clínica*. México: Interamericana McGraw Hill.
- White, S. y Yu, Z.(1993). Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *J Prosthet Dent.* 69(1), 568–72.

X. Anexos

Anexo 1. Ficha técnica de instrumento a utilizar



MECALAB+ CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN

MF - 2017 - 053

CALIBRACIÓN DE CALIDAD

Página 1 de 2

Fecha de emisión: 2017-10-23
Expediente: MC-2017-1343

1. SOLICITANTE : HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE S.A.C.
Dirección : Cal. Media Cuadra De La Avenida Naciones Unidas Mz. A 35 Lote 18 A.H.
Arriba Peru - Canto Grande Lima - Lima - San Juan De Lurigancho.

2. INSTRUMENTO DE MEDICIÓN : MAQUINA DIGITAL DE ENSAYOS UNIVERSALES
Marca : LG
Modelo : CMT-5L
Serie : 7419
Identificación : No Indica
Rango de indicación : 5000,00 N
División mínima : 0,01 N
Tipo de Ensayo : Tracción
Tipo de indicación : Digital
Procedencia : Korea
Ubicación : No Indica
Fecha de Calibración : 2017-10-22

3. METODO DE CALIBRACIÓN:
- La calibración se realizó por medición directa y comparativa con patrones calibrados con trazabilidad nacional. Se tomó como referencia la norma ISO 7500-1: 2004 Materiales Metálicos, Verificación de máquinas de ensayos uniaxiales parte 1. Máquinas de ensayo tracción/compresión. Verificación y calibración del sistema de medida de fuerza.

4. LUGAR DE CALIBRACIÓN:
Laboratorio de Calibración de MECALAB S.A.C.
Av. Lurigancho Nro. 1063, San Juan de Lurigancho - Lima.

5. CONDICIONES AMBIENTALES:

	Inicial	Final
Temperatura (°C)	20,3	20,4
Humedad Relativa (%HR)	59	57

6. PATRONES DE REFERENCIA:

Patrón	Marca	Modelo	Certificado de Calibración
Termohigrómetro	Control Company	4087	LT-068-2017 INACAL-DM
Juego de pesas	5 kg, 10 kg y 20 kg / M2	Ninguna	MM-2017-019 MECALAB S.A.C.
Juego de pesas	5 kg, 10 kg y 20 kg / M2	Ninguna	MM-2017-024 MECALAB S.A.C.

7. OBSERVACIONES:

- El valor indicado del equipo que se muestra en la tabla, es el promedio de 5 valores medidos.
- La incertidumbre de la medición que se presenta esta basada en una incertidumbre estándar multiplicado por un factor de cobertura $k=2$, el cual proporciona un nivel de confianza de aproximadamente 95 %.
- Se colocó una etiqueta con la indicación "CALIBRADO".
- La periodicidad de la calibración depende del mantenimiento y conservación del instrumento.


 Ing. Jorge J. Padilla Dueñas
 Gerente de Metrología

PROHIBIDA SU REPRODUCCION PARCIAL O TOTAL DE ESTE DOCUMENTO SIN AUTORIZACION ESCRITA DE L. MECALAB S.A.C.

Av. Lurigancho N° 1063 Urb. Horizonte de Zárate San Juan de Lurigancho, Lima - Perú
Telf.: (51-1) 253-9166 Cel.: 934857935
www.mecalabperu.com / E-mail: ventas@mecalabperu.com



MECALAB⁺ CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN

CALIBRACIÓN DE CALIDAD

MF - 2017 - 053

Página 2 de 2

8. RESULTADO DE LA CALIBRACIÓN:

MEDICIÓN DE TRACCIÓN

Indicación del Patrón (N)	Indicación del Equipo (N)	Corrección (N)	Incertidumbre (N)
500,00	502,94	-2,94	2,67
1 000,00	1005,51	-5,51	3,92
1 500,00	1508,46	-8,46	6,49
2 000,00	2013,34	-13,34	9,06
2 500,00	2515,23	-15,23	14,09
3 000,00	3022,86	-22,86	19,04
3 500,00	3523,71	-23,71	17,27
4 000,00	4027,12	-27,12	15,71
4 500,00	4539,62	-39,62	19,07
5 000,00	5040,23	-40,23	21,67

Indicación del Equipo (N)	Errores Relativos				Incertidumbre Expandida U (%)
	Exactitud q (%)	Repetibilidad b (%)	Reversibilidad v (%)	Resolución Relativa a (%)	
502,94	-0,58	0,42	----	----	0,53
1 005,51	-0,55	0,62	----	----	0,39
1 508,46	-0,56	0,33	----	----	0,43
2 013,34	-0,66	0,17	----	----	0,45
2 515,23	-0,61	0,36	----	----	0,56
3 022,86	-0,76	0,25	----	----	0,63
3 523,71	-0,67	0,43	----	----	0,49
4 027,12	-0,67	0,29	----	----	0,39
4 539,62	-0,87	0,33	----	----	0,42
5 040,23	-0,80	0,47	----	----	0,43

Retorno a cero f_0 0,00%

Error relativo máximo permitido según la clase de la escala de la máquina de ensayo (ISO 7500-1)

Clase de la escala de la máquina	Errores Relativos				
	Exactitud q (%)	Repetibilidad b (%)	Reversibilidad v (%)	Resolución Relativa a (%)	Cero f_0 (%)
0,50	± 0,5	0,50	± 0,75	0,25	± 0,05
1	± 1,0	1,00	± 1,5	0,50	± 0,1
2	± 2,0	2,00	± 3,0	1,00	± 0,2
3	± 3,0	3,00	± 4,5	1,50	± 0,3

9. CONCLUSIONES:

- De las mediciones realizadas se concluye que el equipo se encuentra calibrado debido a que los valores medidos están dentro del rango normal de operación.
- Se recomienda realizar la próxima calibración en un plazo no mayor a un año desde la emisión de la misma.

FIN DEL INSTRUMENTO



PROHIBIDA SU REPRODUCCION PARCIAL O TOTAL DE ESTE DOCUMENTO SIN AUTORIZACION ESCRITA DE L. MECALAB S.A.C.

Av. Lurigancho N° 1063 Urb. Horizonte de Zárate San Juan de Lurigancho, Lima - Perú

Telf.: (51-1) 253-9166 Cel.: 934857935

www.mecalabperu.com / E-mail: ventas@mecalabperu.com

Anexo 2. Ficha de recolección de datos

PRUEBA REALIZADA EN EL “HIGH TECHNOLOGY LABORATORY CERTIFICATE
S.A.C”

Ingeniero a cargo: Robert Nick Eusebio Teheran C.I.P 193364

Investigadora: Carol Gutierrez Zegarra

Fecha de recolección de muestras:

Restauraciones con “Ionómero de vidrio modificado con resina”.	Fuerza de adhesión (MPa)	Restauraciones con “Resina de nanorrelleno”.	Fuerza de adhesión (MPa)
Pieza 1		Pieza 1	
Pieza 2		Pieza 2	
Pieza 3		Pieza 3	
Pieza 4		Pieza 4	
Pieza 5		Pieza 5	
Pieza 6		Pieza 6	
Pieza 7		Pieza 7	
Pieza 8		Pieza 8	
Pieza 9		Pieza 9	
Pieza 10		Pieza 10	
Pieza 11		Pieza 11	
Pieza 12		Pieza 12	
Pieza 13		Pieza 13	
Pieza 14		Pieza 14	
Pieza 15		Pieza 15	
Pieza 16		Pieza 16	
Pieza 17		Pieza 17	
Pieza 18		Pieza 18	
Pieza 19		Pieza 19	
Pieza 20		Pieza 20	
Pieza 21		Pieza 21	
Pieza 22		Pieza 22	
Pieza 23		Pieza 23	
Pieza 24		Pieza 24	
Pieza 25		Pieza 25	

Anexo 3. Matriz de consistencia

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES E INDICADOR	INSTRUMENTO	DISEÑO	ANÁLISIS ESTADÍSTICO
Problema general ¿Existe diferencia significativa entre la fuerza de adhesión a la dentina humana entre el “Ionómero de vidrio modificado con resina” y “Resina de nanorrelleno”?	Objetivo general: Comparar la fuerza de adhesión a la dentina humana del “Ionómero de vidrio modificado con resina” y la “Resina de nanorrelleno”.	El “Ionómero de vidrio modificado con resina” y la “Resina de nanorrelleno” poseen diferente composición estructural, propiedades físicas y bioquímicas, por ende, es probable que exista una diferencia en la fuerza de adhesión a la dentina humana de ambos biomateriales.	Variable dependiente: Fuerza de adhesión, que es la carga mecánica inicial necesaria para la fractura dividida por la superficie simple de unión. Variable independiente Material de obturación, que son materiales que se utilizan para la reconstrucción de las estructuras dentarias, en este caso utilizaremos el ionómero de vidrio modificado con resina (3M ESPE Plus Clicker) y la resina de nanorrelleno (3M ESPE Filtek Z250 XT NANO HYBRID A3.5).	Máquina de tracción universal	Tipo de estudio: *Experimental *Prospectivo *Transversal	DESCRIPTIVA : Para la descripción de la variable de estudio se utilizó medidas de tendencia central, dispersión y simetría, los cuales serán presentados mediante el uso de grafico de cajas y bigotes. INFERENCIAL: Se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk , para verificar la igualdad de varianza y la prueba de Levene para homogeneidad de varianza. El análisis estadístico se realizó mediante la prueba paramétrica T-student para muestras independientes a un nivel de significancia de 0.05.
Problemas específicos ¿Cuál es la fuerza de adhesión a la dentina humana del “Ionómero de vidrio modificado con resina”?	Objetivos específicos: Determinar la fuerza de adhesión a la dentina humana del “Ionómero de vidrio modificado con resina”	H₀ = La media de la fuerza de adhesión del grupo resina de nanorrelleno es menor o igual de la media de la fuerza de adhesión del grupo ionómero de vidrio modificado con resina. H₁ = La media de la fuerza de adhesión del grupo resina de nanorrelleno es mayor a la media de la fuerza de adhesión del grupo ionómero de vidrio modificado con resina.				
¿Cuál es la fuerza de adhesión a la dentina humana de la “Resina de nanorrelleno”?	Determinar la fuerza de adhesión a la dentina humana de la “Resina de nanorrelleno”.					

Anexo 5. Evidencias fotográficas

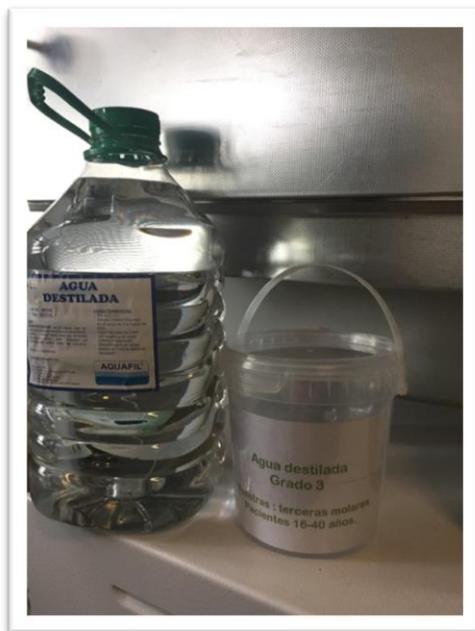


Figura 2. Conservación de las muestras post extracción en agua destilada grado III.



Figura 3. Eliminación de las cúspides oclusales hasta exponer la dentina.



Figura 4. Selección de terceras molares mediante un muestreo aleatorio simple y conformación de la maqueta.

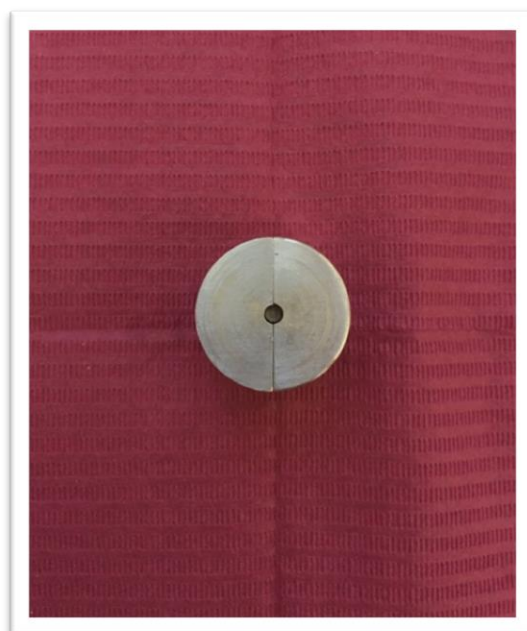


Figura 5. Dispositivo imantado de 2,9mm de diámetro por 6mm de alto.



Figura 6. Biomateriales para la restauración con “Ionómero de vidrio modificado con resina”

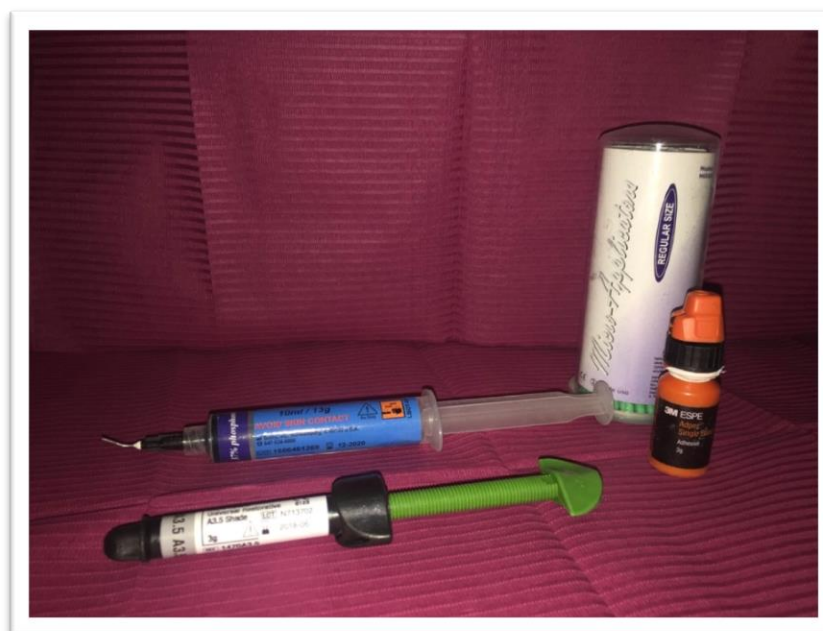


Figura 7. Biomateriales para la restauración con “Resina de nanorrelleno”



Figura 8. Lavado de la dentina

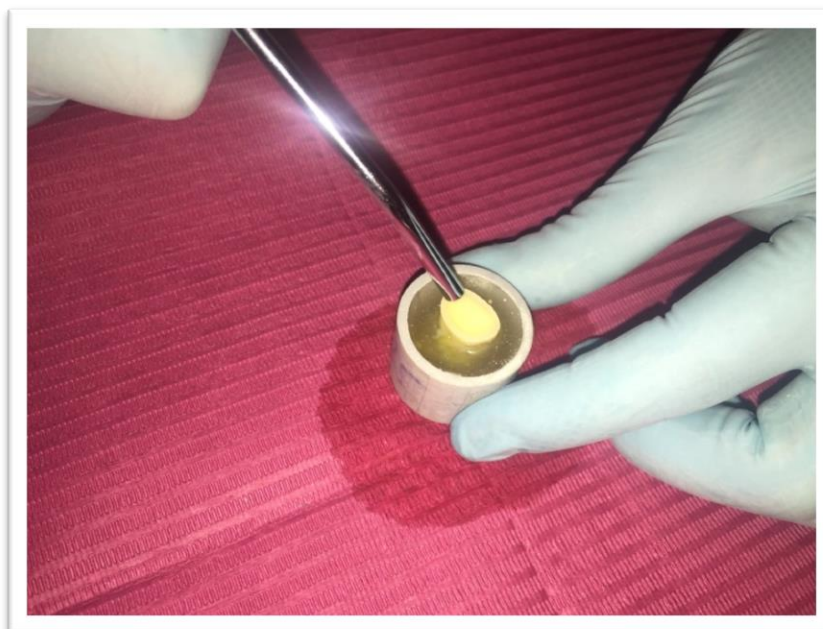


Figura 9. Secado de la dentina

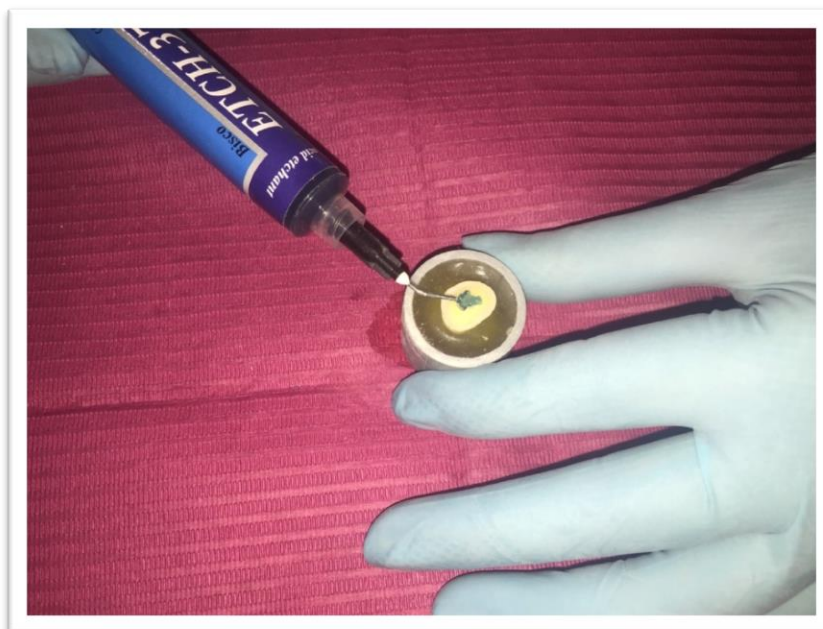


Figura 10. Grabado de la dentina, para el caso de las terceras molares restauradas con “Resina de nanorrelleno”.



Figura 11. Lavado de la dentina con abundante agua, después del grabado ácido para el caso de las terceras molares restauradas con “Resina de nanorrelleno”.

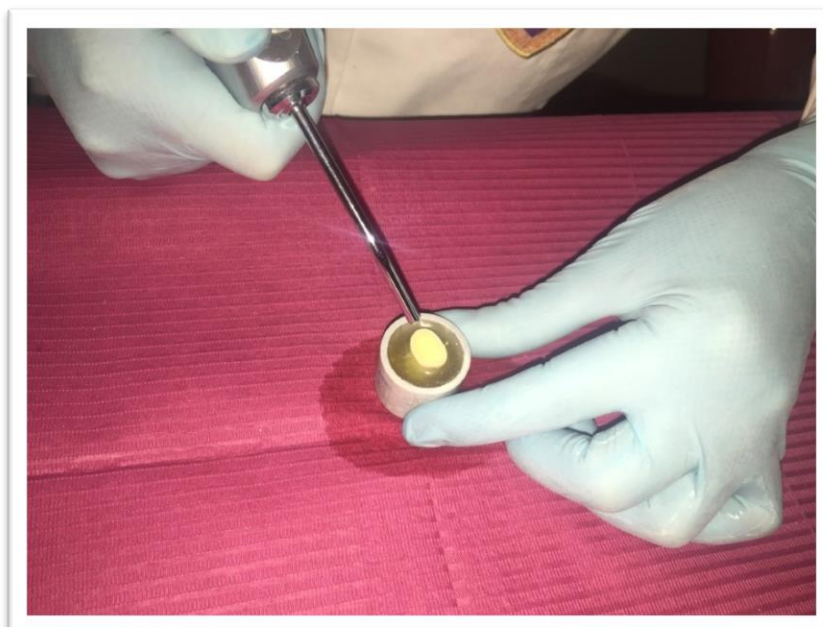


Figura 12. Secado levemente con aire de la jeringa triple



Figura 13. Aplicación del adhesivo

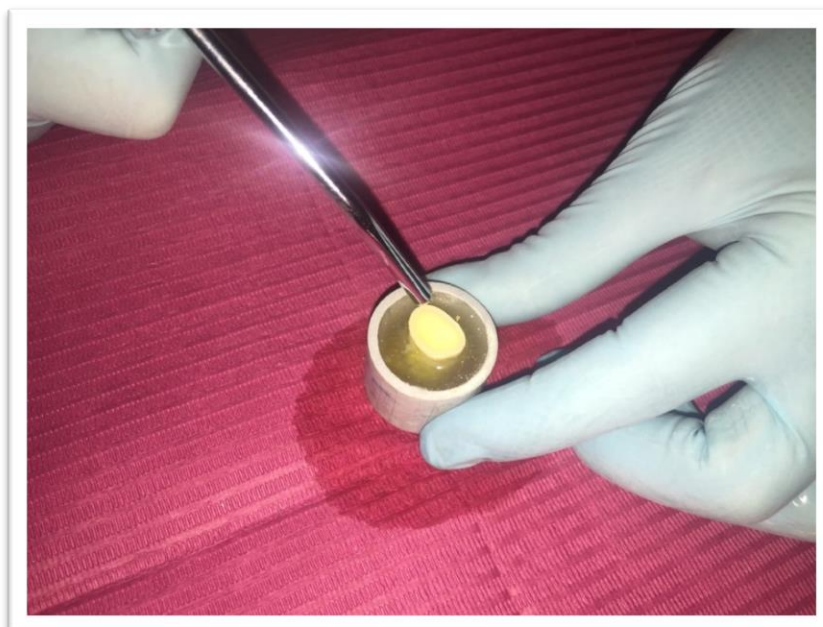


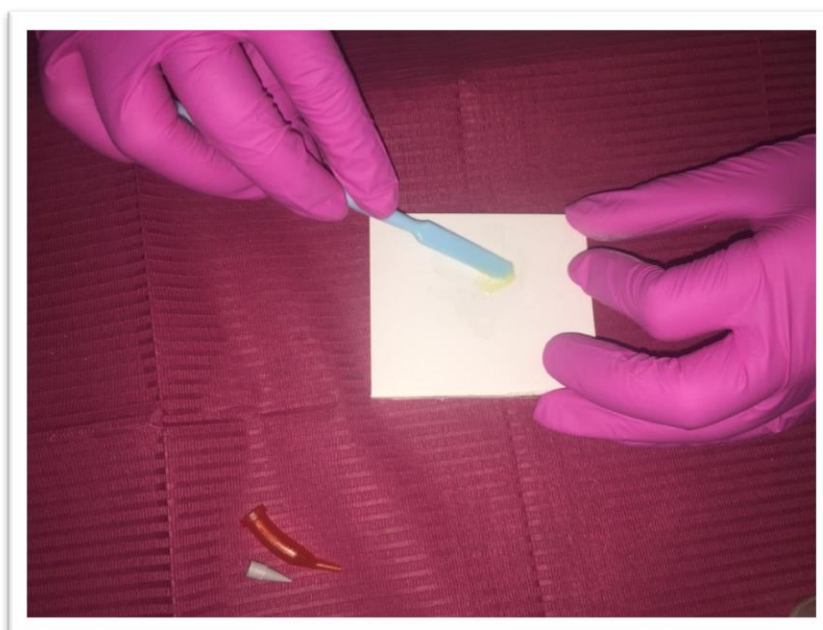
Figura 14. Leve airado del adhesivo



Figura 15. Fotopolimerización del adhesivo



Figura 16. Mezcla del “Ionómero de vidrio modificado con resina”



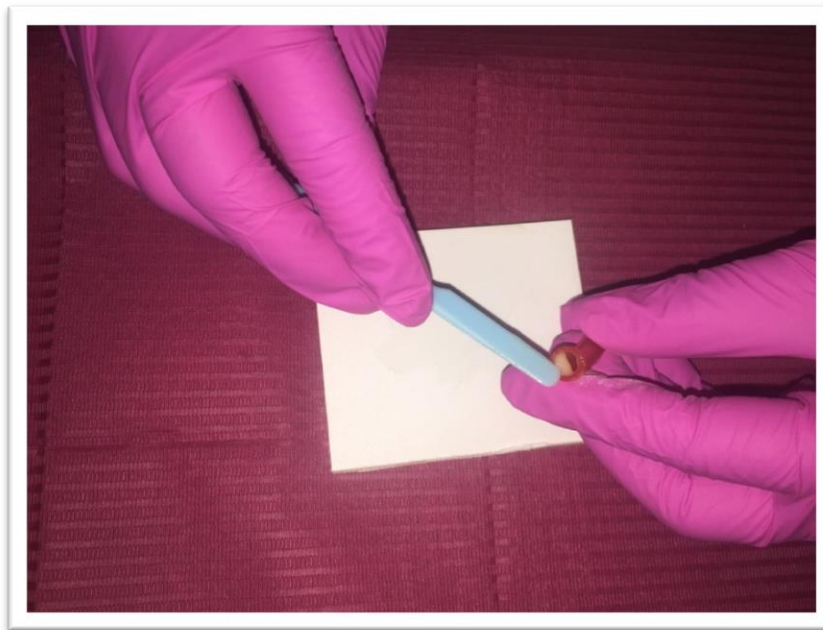


Figura 17. Aplicación del “Ionómero de vidrio modificado con resina” mediante el dispensador

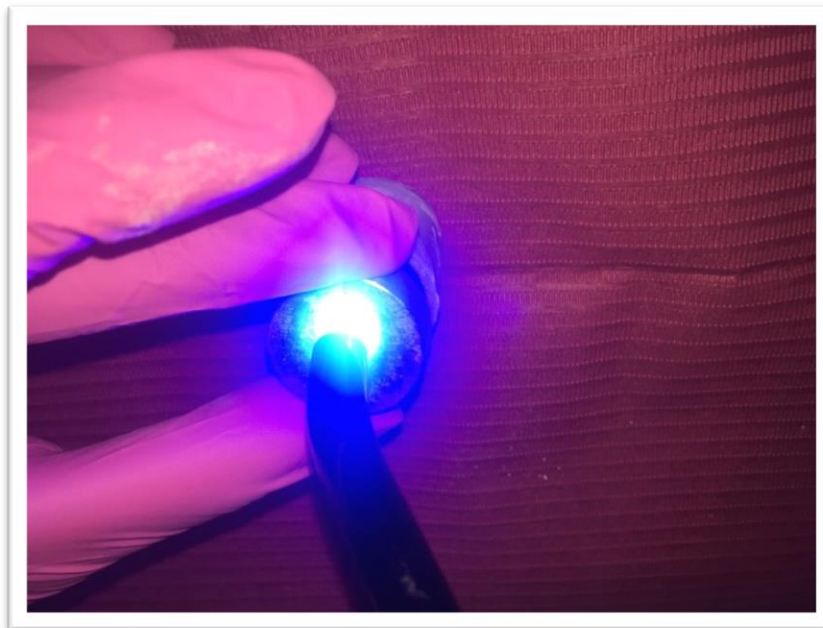


Figura 18. Fotopolimerización del “Ionómero de vidrio modificado con resina”



Figura 19. Segundo incremento del “Ionómero de vidrio modificado con resina”



Figura 20. Fotopolimerización del “Ionómero de vidrio modificado con resina” después del segundo incremento.

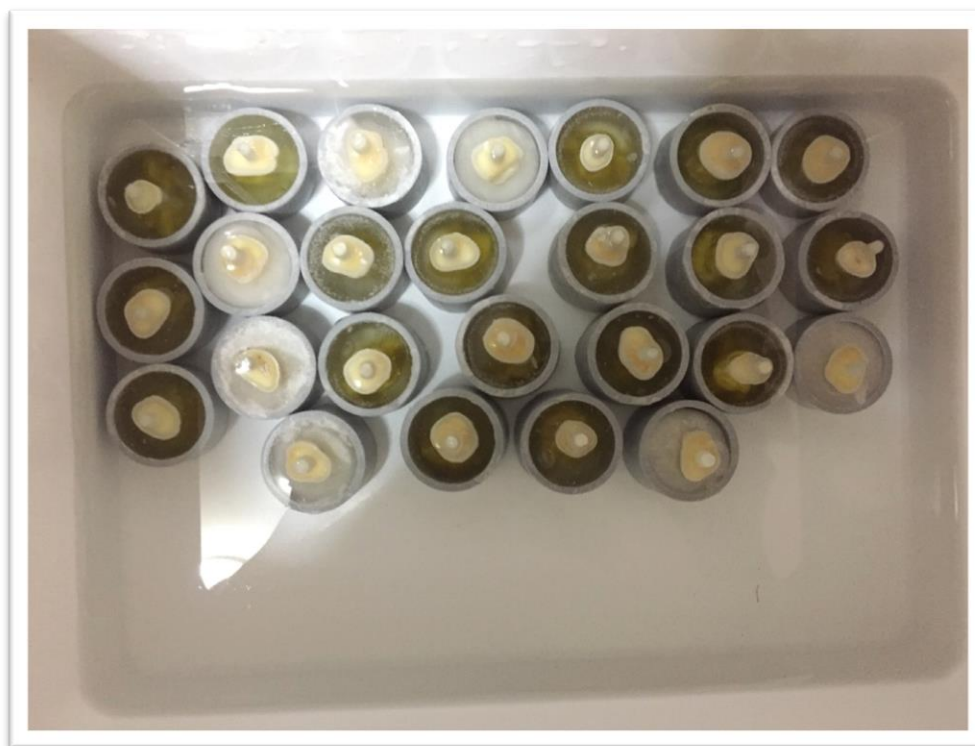


Figura 21. Conservación de las terceras molares restauradas con “Ionómero de vidrio modificado con resina” en agua destilada grado III

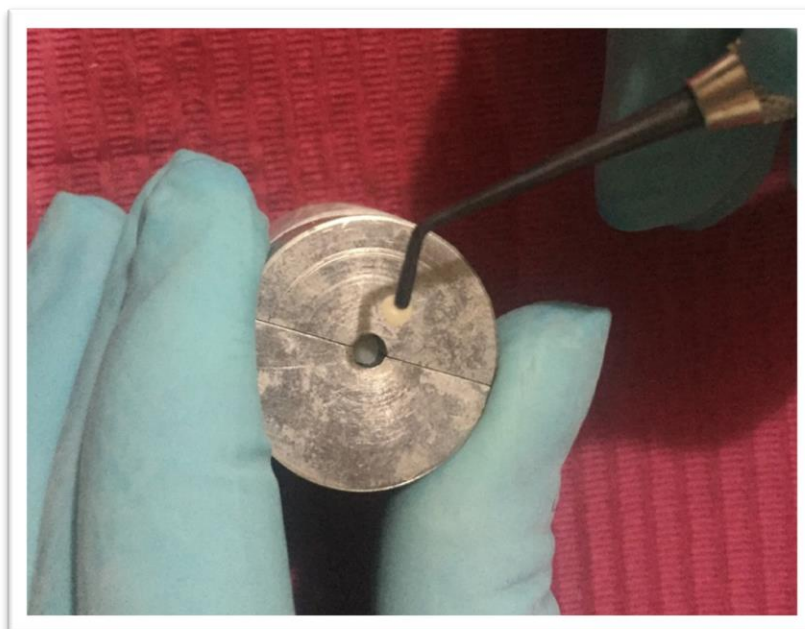


Figura 22. Primer incremento de “Resina de nanorrelleno”



Figura 23. Fotopolimerización de la “Resina de nanorrelleno”

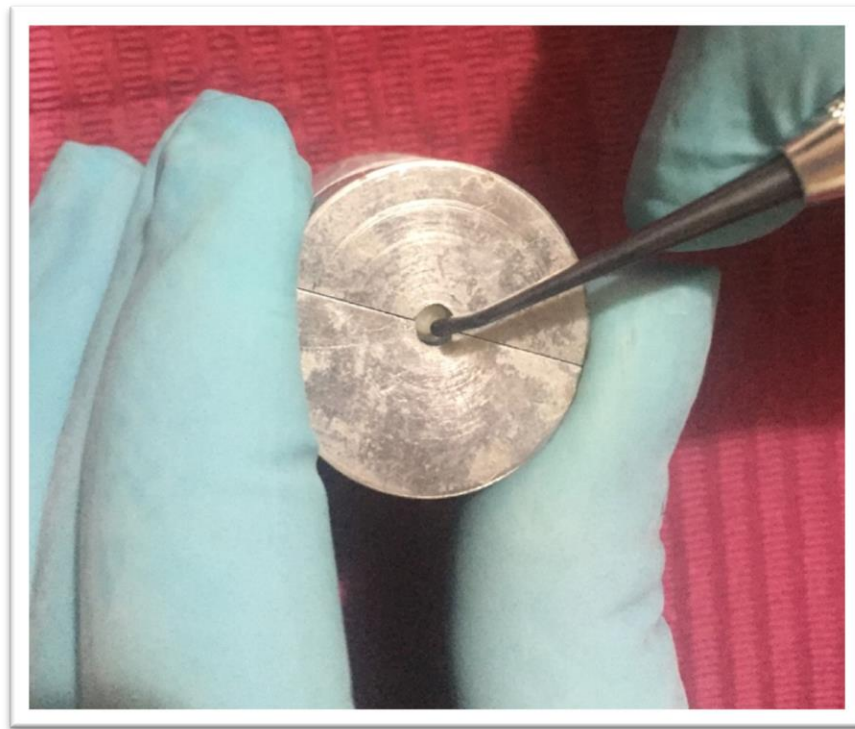


Figura 24. Segundo incremento de la “Resina de nanorrelleno”

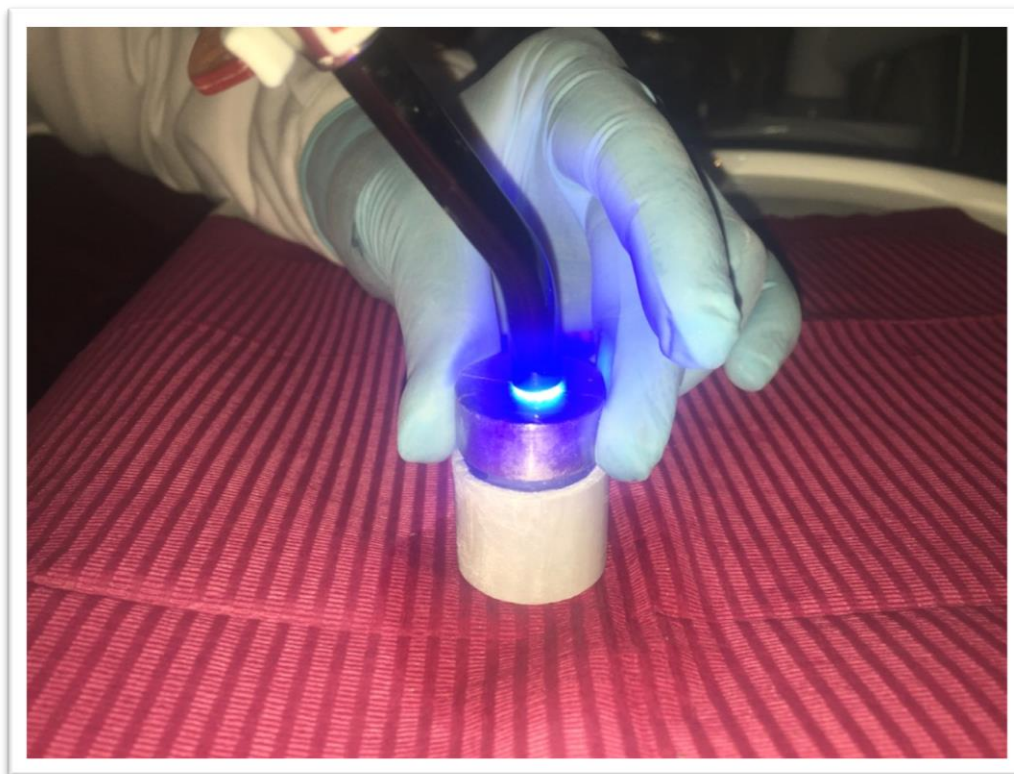


Figura 25. Fotopolimerización de la “Resina de nanorrelleno”, después del segundo incremento.



Figura 26. Conservación de terceras molares restauradas con “Resina de nanorrelleno” en agua destilada grado III



Figura 27. Terceras molares sometidas a tracción