



**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO**

**Colegio de Ciencias de la Salud**

**Estudio comparativo *in vitro* sobre la capacidad de retención del ionómero de vidrio convencional, ionómero de vidrio modificado con resina fotopolimerizable y resina fluida en la restauración de lesiones cervicales no cariosas en dientes bovinos, sometidos a fuerzas de cizallamiento.**

**María Gracia Ortega Moncayo**

**Yolanda Román, Dra., Directora de Tesis**

Tesis de grado presentada como requisito para la obtención del título de  
Odontólogo

Quito, diciembre 2014

Universidad San Francisco de Quito

Colegio de Ciencias de la Salud

## HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS

**Estudio comparativo *in vitro* sobre la capacidad de retención del ionómero de vidrio convencional, ionómero de vidrio modificado con resina fotopolimerizable y resina fluida en la restauración de lesiones cervicales no cariosas en dientes bovinos, sometidos a fuerzas de cizallamiento.**

María Gracia Ortega Moncayo

Yolanda Román, Dra.  
Directora de Tesis



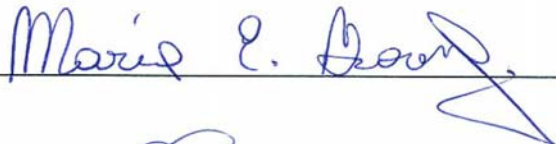
---

Dicson Andrade, Dr.  
Miembro del Comité de Tesis



---

María Eugenia Browne, Dra.  
Miembro del Comité de Tesis




---

Johanna Monar, Dra.  
Miembro del Comité de Tesis



---

Fernando Sandoval V., Dr.  
Decano Facultad de Odontología



---

Quito, diciembre 2014

## © DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído la Política de Propiedad Intelectual de la Universidad San Francisco de Quito y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo de investigación quedan sujetos a lo dispuesto en la Política.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo de investigación en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.



Firma:

---

Nombre: María Gracia Ortega Moncayo

C. I.: 171635754-1

Lugar: Quito, diciembre 2014

## **DEDICATORIA**

A mis queridos padres, Katty y Orlando,  
Y a mis colegas odontólogos de la USFQ.

## AGRADECIMIENTOS

Confía en el Señor con todo tu corazón, y no te apoyes en tu propio entendimiento. Reconócele en todos tus caminos, y Él enderezará tus sendas (Proverbios 3:5-6).

Agradezco a Dios por permitirme alcanzar este gran logro en mi vida, por haberme dado la sabiduría, fortaleza y habilidad para aprender y crecer en conocimiento durante toda esta trayectoria profesional.

A mis queridos padres, Katty y Orlando, por siempre creer en mí, apoyarme incondicionalmente y alentarme durante esta gratificante carrera universitaria.

A la Dra. Yolita Román, por sus valiosas enseñanzas, su amistad y ayuda para hacer realidad este trabajo de investigación. De igual manera, a la Dra. Joha Monar, por ser una gran persona, por sus excelentes consejos y asesoramiento en cada proceso de este estudio.

A Marco Andrés Corrales, porque llegamos juntos a la meta y por recordarme siempre aquella frase que marcó la diferencia: “Si hay alguien que puede... Eres tú”.

A mis queridas amigas Gaby Benalcázar, Pamela Barreno y María José Jiménez por haber sido las mejores amigas y compañeras, por enseñarme tanto, luchar conmigo y haber compartido esta increíble amistad juntas.

Finalmente, quiero agradecer a todas las personas que me brindaron su gran apoyo durante esta investigación: a María José Vargas por su excelente ayuda en el análisis estadístico, a Walter Sango y al Ing. Fabián Morales del Taller Mecánico de la USFQ por ayudarme en los procesos de laboratorio, a mis colegas odontólogos de Pre grado y Cirugía Maxilofacial por aportar con su granito de arena en la realización de este trabajo, a la USFQ y, en especial, la Facultad de Odontología por permitirme ser parte de tan prestigiosa familia

## RESUMEN

**Objetivo:** El presente estudio *in vitro* comparó la resistencia adhesiva de tres materiales restauradores en lesiones cervicales no cariosas de dientes bovinos, con el propósito de determinar el material restaurador con la mayor capacidad retentiva. Estos materiales fueron: el ionómero de vidrio convencional, ionómero de vidrio modificado con resina y resina fluida.

**Materiales y Métodos:** Cuarenta dientes bovinos fueron seleccionados bajo criterios de inclusión y sometidos a un protocolo de limpieza. Los dientes se colocaron en cubos de acrílico y se prepararon cavidades clase V a nivel amelocementario de acuerdo a medidas estandarizadas, y aleatoriamente se distribuyeron en cuatro grupos de 10 especímenes cada uno. El grupo 1 se restauró con IVC (Ionofil Plus, Voco) y se aplicó un pre tratamiento, el grupo 2 se restauró con IVMR (Ionolux, Voco), el grupo 3 con resina fluida (Grandio Flow, Voco), y el grupo control similar al grupo 1 pero sin aplicar un pre tratamiento. Todas las cavidades se restauraron con una matriz metálica a través de una técnica estandarizada. Finalmente, las muestras se sometieron a fuerzas de cizallamiento a una velocidad de 0,5-0,8 mm/min utilizando la Máquina de Ensayos Universales (MTS).

**Resultados:** Los ensayos revelaron un valor medio de resistencia adhesiva de 14 MPa por parte del IVC, de 29,9 MPa en el IVMR y de 45,4 MPa en la resina fluida. Estos resultados fueron analizados mediante las pruebas estadísticas de ANOVA y Tukey, donde se demostró una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia adhesiva de la resina fluida y el IVMR frente a los demás grupos ( $p < 0.05$ ). No se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre el IVC y el grupo control ( $p > 0.05$ ).

**Conclusión:** La resina fluida es el mejor material restaurador para lesiones cervicales no cariosas, debido a que presenta los valores más altos de resistencia adhesiva al someterlo a fuerzas de cizallamiento.

**Palabras Clave:** lesiones cervicales, resistencia adhesiva, fuerzas de cizallamiento.

## ABSTRACT

**Aim:** This *in vitro* study compared the shear bond strength of three restorative materials in non-carious cervical lesions of bovine teeth, in order to find the restorative material with the highest retentiveness. These materials were: conventional glass-ionomer, resin-modified glass-ionomer and fluid resin.

**Materials and Methods:** Forty bovine teeth were selected under inclusion criteria and submitted to a cleaning protocol. The teeth were set on acrylic blocks and class V cavities were prepared on the cervical region according to standardized measures, and randomly distributed into four groups of 10 specimens each. Group 1 was restored with CGI (Ionofil Plus, Voco) and pretreatment was applied, group 2 was restored with RMGI (Ionolux, Voco), group 3 with fluid resin (Grandio Flow, Voco), and control group same as group 1 but no pretreatment was applied. All preparations were restored with a metal matrix according to a standardized technique. Finally, shear forces were applied to all specimens using the Universal Testing Machine.

**Results:** This study registered a bond strength of 14 MPa in CGI, 29,9 Mpa in RMGI and 45,4 MPa in fluid resin. The results were analyzed using ANOVA and Tukey's tests, which showed a statistically significant difference in shear bond strength of fluid resin and RMGI compared to all groups ( $p < 0.05$ ). No statistically significant difference were showed between IVC and control group ( $p > 0.05$ ).

**Conclusion:** Fluid resin is the best restorative material for non-carious cervical lesions, as it presents the highest shear bond strength when applying shear forces.

**Key Words:** cervical lesions, shear bond strength, shear forces.



## TABLA DE CONTENIDO

1	INTRODUCCIÓN .....	13
1.1	Justificación .....	15
1.2	Objetivos .....	16
1.2.1	Objetivo General. ....	16
1.2.2	Objetivos Específicos. ....	16
1.3	Hipótesis .....	17
2	MARCO TEÓRICO .....	18
2.1	Dientes de Bovino .....	18
2.2	Ionómeros Vítreos .....	19
2.2.1	Propiedades .....	19
2.2.2	Manipulación .....	21
2.3	Ionómero de Vidrio Convencional .....	22
2.3.1	Presentación y Composición. ....	22
2.3.2	Mecanismo de Acción. ....	23
2.3.3	Propiedad Adhesiva. ....	23
2.3.4	Otras Propiedades. ....	25
2.3.5	Técnica de Aplicación Clínica .....	26
2.4	Ionómero de Vidrio Modificado con Resina Fotopolimerizable .....	27
2.4.1	Presentación y Composición. ....	27
2.4.2	Mecanismo de Acción. ....	28
2.4.3	Características Adhesivas. ....	29
2.4.4	Otras Propiedades. ....	30
2.4.5	Técnica de Aplicación Clínica .....	31
2.5	Resina Compuesta .....	33
2.5.1	Composición .....	33
2.5.2	Mecanismo de Acción. ....	35
2.5.3	Clasificación. ....	35
2.5.4	Mecanismo de Adhesión. ....	36
2.5.5	Otras Propiedades. ....	39
3	MATERIALES Y MÉTODOS .....	40
3.1	Tipo de Estudio .....	40

3.2	Población .....	40
3.2.1	Muestra.....	40
3.3	Materiales.....	42
3.4	Métodos .....	45
3.4.1	Protocolo de Recolección y Limpieza de los Especímenes Dentales.....	45
3.4.2	Preparación de los Especímenes Dentales para la Fase Experimental.....	48
3.4.3	Protocolo de Restauración y Clasificación de los Dientes de Bovino.....	55
3.4.4	Aplicación de las Pruebas de Cizallamiento en las Muestras.....	68
3.5	Análisis Estadístico.....	71
4	RESULTADOS.....	72
5	DISCUSIÓN .....	79
6	CONCLUSIONES .....	86
7	RECOMENDACIONES .....	87
8	BIBLIOGRAFÍA.....	88
9	ANEXOS.....	94
9.1	Anexo 1: Certificado de las pruebas de cizallamiento realizadas en el Laboratorio de Mecánica de Materiales de la Universidad de Las Fuerzas Armadas ESPE.....	94
9.2	Anexo 2: Informe técnico de los ensayos de cizallamiento realizadas en la Universidad de Las Fuerzas Armadas ESPE.....	95

## FOTOGRAFÍAS

<i>Fotografía No. 1.- Mandíbula de bovino adulto utilizada en la fase experimental del presente estudio.</i>	45
<i>Fotografía No. 2.- Remoción de tejido blando con bisturí.</i>	46
<i>Fotografía No. 3.- Remoción de tejido blando con cureta universal de serie 13-14.</i>	46
<i>Fotografía No. 4.- Incisivos de bovino bajo criterios de inclusión.</i>	47
<i>Fotografía No. 5.- Incisivos de bovino bajo criterios de exclusión.</i>	47
<i>Fotografía No. 6.- Máquina cortadora de dientes a precisión, IsoMet 1000 (Buehler)</i>	48
<i>Fotografía No. 7.- Medición de la línea de corte de un diente de bovino utilizando un calibrador de metal.</i>	49
<i>Fotografía No. 8.- Preparación para corte de un diente de bovino con la máquina IsoMet 1000 (Buehler).</i>	49
<i>Fotografía No. 9.- Dientes de bovino con corte radicular a 6 mm del límite amelocementario.</i>	50
<i>Fotografía No. 10.- Pulpectomía en diente de bovino utilizando tiranervios fine azul.</i>	51
<i>Fotografía No. 11.- Instrumentación de conducto radicular remanente utilizando lima Hedstöm #40.</i>	51
<i>Fotografía No. 12.- Obturación de conducto radicular con plastilina utilizando un gutaperchero metálico.</i>	52
<i>Fotografía No. 13.- Moldes de aluminio en forma cuadrada de 3 cm x 3 cm y 1,5 cm de espesor, para la elaboración de cubos de acrílico que portaban los especímenes dentales.</i>	53
<i>Fotografía No. 14.- Colocación del diente de bovino en la superficie externa de acrílico contenido en el molde de aluminio.</i>	54
<i>Fotografía No. 15.- Diente de bovino colocado sobre molde de aluminio con acrílico, con la superficie vestibular hacia el ambiente externo.</i>	54
<i>Fotografía No. 16.- Diente de bovino asentado en cubo de acrílico.</i>	55
<i>Fotografía No. 17.- Matriz metálica de 3 cm x 3 cm y 3 mm de espesor, con agujero en posición central de 3 mm de diámetro y 3 mm de profundidad.</i>	56
<i>Fotografía No. 18.- Matriz metálica separada en sus dos estructuras.</i>	56
<i>Fotografía No. 19.- Matriz metálica sobre la muestra. Se observan aristas de seguridad hacia los extremos para proporcionar estabilidad y deslizamiento de la matriz.</i>	57
<i>Fotografía No. 20.- Orificio de la matriz deslizado hacia la unión cemento-esmalte del diente y trazado de su trayectoria interna utilizando un lapicero.</i>	57
<i>Fotografía No. 21.- Diseño final de la cavidad en la unión cemento-esmalte del espécimen dental.</i>	58
<i>Fotografía No. 22.- Preparación de la cavidad de quinta clase en la unión cemento-esmalte, empleando alta velocidad y continua refrigeración.</i>	59
<i>Fotografía No. 23.- Separación de la matriz metálica, como resultado se obtiene la formación de una barra de IVC de 3 mm de longitud, aproximadamente.</i>	61
<i>Fotografía No. 24.- Diente de bovino restaurado con IVC. Se observa una barra de IVC de 3 mm de longitud y a su alrededor una porción de material protector.</i>	62
<i>Fotografía No. 25.- Se observa Grupo de estudio No. 1 restaurado con IVC.</i>	62
<i>Fotografía No. 26.- Colocación de IVMR por el agujero de la matriz metálica, utilizando un gutaperchero metálico.</i>	63
<i>Fotografía No. 27.- Grupo de estudio No. 2 restaurado con IVMR.</i>	64
<i>Fotografía No. 28.- Colocación de ácido fosfórico 35% en esmalte de la muestra.</i>	65
<i>Fotografía No. 29.- Grupo de estudio No. 3 restaurado con resina fluida.</i>	65
<i>Fotografía No. 30.- Grupo de control restaurado con IVC sin pre tratamiento de las cavidades.</i>	66
<i>Fotografía No. 31.- Máquina de Ensayos Universales, modelo T 5002 (MTS), encargada de ejercer fuerzas de cizallamiento sobre las muestras.</i>	68
<i>Fotografía No. 32.- Acercamiento de la Máquina de Ensayos Universales. Se observa dispositivo metálico cuadrado para sujetar la muestra y la barra metálica, encargada de ejercer las fuerzas de cizallamiento a una velocidad de 0,5 a 0,8 mm/min.</i>	69
<i>Fotografía No. 33.- Colocación de la barra metálica entre la base de la restauración y la superficie del diente, previo a la acción de las fuerzas de cizallamiento.</i>	70

## GRÁFICOS

<i>Gráfico No. 1.- Lista de materiales restauradores y adhesivos, instrumental manual e instrumental rotatorio.</i>	42
<i>Gráfico No. 2.- Lista de materiales odontológicos y otros materiales utilizados en la fase experimental de esta investigación.</i>	43
<i>Gráfico No. 3.- Lista de los equipos de trabajo empleados en la fase experimental.</i>	44
<i>Gráfico No. 4.- Fórmula de la resistencia cortante (<math>\tau</math>) empleada en los cálculos matemáticos de este estudio.</i>	72
<i>Gráfico No. 5.- Representación gráfica de los promedios de Fuerza de Cizallamiento (N), Serie 1, y Resistencia Adhesiva (MPa), Serie 2, de los grupos experimentales.</i>	74
<i>Gráfico No. 6.- Representación de los valores de la media de la Resistencia Adhesiva (MPa) con respecto a los cuatro grupos experimentales. Se observa que el grupo de la resina fluida presenta el valor más alto.</i>	76

## TABLAS

<i>Tabla No. 1.- Ubicación y dimensiones de las cavidades clase V realizadas en los dientes de bovino extraídos.</i>	58
<i>Tabla No. 2.- Descripción de los materiales restauradores utilizados en los grupos experimentales.</i>	60
<i>Tabla No. 3.- Resumen de los métodos restaurativos de los cuatro grupos experimentales.</i>	67
<i>Tabla No. 4.- Orden y procedimientos realizados durante las pruebas de cizallamiento con la Máquina de Ensayos Universales, en el Laboratorio de Mecánica de Materiales de la Universidad de las Fuerzas Armadas, ESPE.</i>	71
<i>Tabla No. 5.- Fuerzas de cizallamiento (N), resistencias cortantes (MPa) y promedio de los grupos de estudio No. 1 y 2.</i>	73
<i>Tabla No. 6.- Fuerzas de cizallamiento (N), resistencias cortantes (MPa) y media de los grupos de estudio No. 3 y 4.</i>	73
<i>Tabla No. 7.- Valores de la media (MPa) y desviación estándar de la resistencia adhesiva de los cuatro grupos experimentales, obtenidos a través del programa estadístico SPSS. Se observa que la Resina Fluida presenta la mayor media de resistencia adhesiva y el Ionómero de Vidrio Convencional, la menor.</i>	75
<i>Tabla No. 8.- Prueba de ANOVA aplicada a los valores de las medias de la resistencia adhesiva. Se demuestra que existe una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia adhesiva de los cuatro grupos.</i>	77
<i>Tabla No. 9.- Prueba de Tukey aplicada a los valores de las medias de las resistencias adhesivas. Se observa que existe una diferencia estadísticamente significativa únicamente entre los grupos señalados con rojo.</i>	77

## 1 INTRODUCCIÓN

En la práctica clínica de hoy en día es muy frecuente encontrar pacientes afectados con lesiones cervicales que comprometen la integridad de la estructura dental. Estas lesiones se localizan a nivel amelocementario, en especial en vestibular de incisivos, caninos y premolares, y pueden presentarse de manera cariosa y no cariosa con una etiología multifactorial (Jyothi, Annapurna, Kumar, Venugopal & Jayashankara, 2011; Varghese & Kalra, 2012). La caries dental se constituye en una de las principales patologías de las lesiones cervicales cariosas, sin embargo, existen también otros factores causantes, tal como el biofilm dental, disminución de la saliva, dieta, falta de limpieza dental, disminución del flúor y condiciones socio-económicas deprimidas (Ritter et al., 2009). Una vez que estos factores dañinos logran causar lesiones cervicales, se pueden desencadenar otras afectaciones como: hipersensibilidad dental, retención de placa bacteriana, formación de caries dental secundaria, entre otros (Perez et al., 2012).

Las lesiones cervicales no cariosas han surgido como consecuencia de la erosión, abrasión y abfracción (Smales & Ng, 2004; Qin, Song, Ye & Lin, 2013). Algunos de los factores destructivos, causantes de la erosión y abrasión, incluyen el cepillado dental traumático en zonas de recesión gingival, la ingesta de comidas y bebidas corrosivas (como jugos cítricos, bebidas alcohólicas, gaseosas) y la comida dietética (Garcia de Oliveira et al, 2012). Por otro lado, las lesiones por abfracción se forman por movimientos de hiperfunción y parafunción, los cuales ejercen cargas horizontales sobre los dientes, provocando fuerzas de tensión, compresión y torsión en la región cervical. Eventualmente, estas fuerzas causan un desgaste físico o físico-químico a ese nivel, y generan hipersensibilidad dental a causa de la exposición de los túbulos dentinarios (Varghese & Kalra, 2012).

En consecuencia, todos los factores antes mencionados constituyen una gran problemática al momento de realizar una restauración clase V. Es por eso que se debe seleccionar un correcto material restaurador que sea capaz de proporcionar suficiente retención en la estructura dental.

Actualmente, en el mercado existen una gran cantidad de materiales de restauración que podrían tratar estas lesiones, no obstante, no todos los materiales proporcionan un resultado efectivo en su resistencia adhesiva. Por ello, se han identificado ciertas características ideales que estos materiales deberían presentar, por ejemplo: buena adhesión en esmalte y dentina, estética, resistencia a los traumas de la oclusión y flexibilidad (Mickenautsch, Mount & Yengopal, 2011; Smales & Ng, 2004).

De esta manera, se propone al ionómero de vidrio convencional y al ionómero de vidrio modificado con resina fotopolimerizable por poseer buenas propiedades adhesivas y restauradoras (Chinelatti et al, 2004). También se presenta a la resina fluida como un material restaurador apropiado debido a su alta retención dentaria, resistencia al desgaste, buena estética, entre otras características (Nocchi, 2008).

Tomando todas estas consideraciones, el objetivo de este estudio *in vitro* es realizar una comparación en cuanto a la efectividad del ionómero de vidrio tanto convencional como modificado con resina fotopolimerizable, frente a una resina fluida en la restauración de lesiones clase V no cariosas en dientes de bovinos.

## 1.1 Justificación

Gran parte de las lesiones cervicales aparecen inevitablemente a través de los años, su incidencia se incrementa con la edad, tipo de alimentación y factores de estrés mecánicos, provocando una sintomatología desfavorable en el paciente (Özgünlaltay & Önen, 2002) (Loguercio et al., 2003). Sin embargo, el paciente no es el único perjudicado por la presencia de estas lesiones, el trabajo clínico del odontólogo también resulta afectado. Esto es debido a la compleja ubicación cervical de las lesiones y a su cercanía con el nervio pulpar, lo que impide conseguir una suficiente retención macro mecánica y, por ende, resulta en la dislocación, microfiltración, pérdida, fractura y el fracaso de las restauraciones de quinta clase (Varghese & Kalra, 2012).

Por ello, es imprescindible el estudio de un material dental que sea óptimo para la resolución y restauración de las lesiones cervicales. Se debe identificar un material que sea capaz de brindar buenas propiedades restauradoras, retentivas y adhesivas con el pasar del tiempo, y que evite un mayor daño en la estructura dental. De igual manera, se requiere investigar un material que sea lo suficientemente flexible para resistir las fuerzas de compresión, masticación, tensión, flexión y torsión, ejercidas por los movimientos de función y parafunción del paciente. Finalmente, los resultados obtenidos de este estudio deben favorecer el trabajo clínico del odontólogo para poder asegurar tratamientos de restauración cervical exitosos y de buen pronóstico.

A través de este estudio se pretende evaluar a los materiales restauradores que son utilizados con mayor frecuencia en lesiones cervicales cariosas y no cariosas, como son el ionómero de vidrio convencional, ionómero resinoso fotopolimerizable y la resina fluida, para determinar aquel que presente la mayor resistencia adhesiva que permita restaurar con éxito en proyección del tiempo a las mismas.

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo General.**

Estudio comparativo *in vitro* sobre la capacidad de retención del ionómero de vidrio convencional, ionómero de vidrio modificado con resina fotopolimerizable y resina fluida en la restauración de lesiones cervicales no cariosas en dientes bovinos, sometidos a fuerzas de cizallamiento.

### **1.2.2 Objetivos Específicos.**

- 1) Determinar el material restaurador que presente la mayor resistencia adhesiva en lesiones cervicales no cariosas, al someterlo a pruebas de cizallamiento.
- 2) Evaluar el material restaurador que mejor resista las fuerzas de cizallamiento en las lesiones cervicales no cariosas, tras utilizar la Máquina de Ensayos Universales.
- 3) Relacionar el nivel de resistencia adhesiva en función de la máxima fuerza de cizallamiento soportada en los materiales restauradores.
- 4) Determinar los valores de resistencia adhesiva del ionómero de vidrio convencional, ionómero de vidrio modificado con resina fotopolimerizable y la resina fluida en lesiones cervicales no cariosas de dientes extraídos de bovino, al someterlos a pruebas de cizallamiento.



### 1.3 Hipótesis

- La resistencia adhesiva del ionómero de vidrio modificado con resina fotopolimerizable será más efectiva que la de una resina fluida y la de un ionómero de vidrio convencional, en restauraciones de lesiones cervicales no cariosas frente a la aplicación de fuerzas de cizallamiento.

## 2 MARCO TEÓRICO

### 2.1 Dientes de Bovino

Autores como Posada et al. (2006), han encontrado que los dientes de bovino guardan características macroscópicas y microscópicas muy similares con la dentición humana, especialmente, en relación a su morfología e histología.

A nivel morfológico los dientes de bovino presentan una corona, raíz y pulpa dental al igual que los dientes humanos, pero con la diferencia que los de bovino tienen una cámara pulpar de mayor tamaño. La corona de los incisivos inferiores tiene una forma triangular, y también es convexa en la cara vestibular y ligeramente cóncava en la lingual. Asimismo, poseen similitud en su armonía cromática y en sus componentes, como son: el esmalte, dentina y cemento radicular (Posada et al., 2006).

Histológicamente, poseen túbulos dentinarios y tres tipos de dentina (primaria, secundaria y terciaria) similar al de los humanos. Posada et al. (2006), indican que la cantidad y tamaño de sus túbulos guardan una cercana similitud; por ejemplo, a nivel cervical, los túbulos dentinarios de los dientes de bovino tienen un diámetro de 1.6 a 1.9 micras y se encuentran en una cantidad aproximada de “24000-26026 túbulos por milímetro cuadrado cerca del esmalte” (p 67). Mientras que los túbulos dentinarios en los dientes humanos, tienen un diámetro de 900 nanómetros y se encuentran entre “20000-23000 túbulos por mm cuadrado”, al mismo nivel cervical en el diente (Posada et al., 2006, p 67).

De esta manera, al presentar los dientes de bovino semejanzas con los dientes humanos, son candidatos apropiados para la investigación de diferentes materiales restauradores.

## **2.2 Ionómeros Vítreos**

Los ionómeros vítreos se constituyen uno de los materiales dentales más utilizados a nivel odontológico. Su origen se remonta hacia el año 1972, gracias a las investigaciones de laboratorio realizadas por Wilson y Kent, y a la aplicación clínica de McLean (El-Negoly, El-Fallal & El-Sherbiny, 2014). Desde entonces, este material ha tenido una serie de modificaciones hasta nuestros días, en cuanto a su presentación, composición, indicaciones, aplicaciones, entre otros. Inicialmente, los ionómeros vítreos fueron elaborados para restaurar lesiones cervicales, pero hoy en día son empleados también como recubrimientos o liners, bases cavitarias, restauraciones, cementado, sellador de fosas y fisuras, inactivación de caries, reconstrucción de muñones, entre otras aplicaciones (El-Negoly et al., 2014)

Pueden ser aplicados en pacientes de todas las edades, desde los más pequeños hasta los de edad más avanzada, pues son útiles para el tratamiento de caries en dientes temporales y permanentes, y también para la restauración de lesiones localizadas en cemento radicular, sobretodo, en adultos mayores. Igualmente, se clasifica en dos formas: ionómero de vidrio convencional y ionómero de vidrio modificado con resina, que a su vez, puede ser de resina fotopolimerizable o autopolimerizable (Barrancos & Barrancos, 2006).

### **2.2.1 Propiedades.**

En cuanto a su propiedad mecánica, tanto los ionómeros convencionales como los modificados con resina poseen un coeficiente de expansión térmico y rigidez similar al de la dentina, lo que les permite soportar de mejor manera las fuerzas de la masticación y de oclusión (Barrancos & Barrancos, 2006). Asimismo, se caracterizan por presentar tres

propiedades significativas que se refieren a la compatibilidad biológica, liberación de fluoruros y la adhesión específica a la estructura dental (El-Negoly et al, 2014).

Los ionómeros vítreos cuando son colocados a nivel del complejo dentinopulpar, presentan una compatibilidad biológica con la pulpa dental y el tejido gingival. Barrancos y Barrancos (2006) indica que gracias a esta característica, este material puede ser utilizado como un liner, base o relleno en los dientes. A pesar de tener moléculas ácidas, éstas no pueden ingresar por los túbulos dentinarios, ya que poseen un alto peso molecular. Asimismo, aunque el pH de la mezcla inicial es ácido, luego de pocos minutos, el pH del ionómero se aproxima a la neutralidad, lo que brinda una eficiente protección pulpar (Barrancos & Barrancos, 2006). En algunos casos, se han reportado la presencia de sensibilidad con el uso del ionómero; esto puede originarse como consecuencia de una inadecuada proporción de polvo y líquido, o un espatulado deficiente del mismo. Asimismo, Chang et al. (2009), indica que presentan una buena compatibilidad con los fibroblastos y células epiteliales del tejido gingival, incluso mejores que las resinas compuestas.

La liberación de fluoruros es una de las propiedades más destacadas de los ionómeros vítreos. Los iones de flúor son liberados de la estructura nucleada del cemento, luego del proceso de endurecimiento del material. La presencia de flúor en los ionómeros, que es alrededor del 10 al 23%, le confiere excelentes propiedades anticariogénicas y desensibilizantes, lo que le hace adecuado para la restauración de abrasiones y lesiones cervicales sintomáticas (Barrancos & Barrancos, 2006; Upadhyay, Rao & Shenoy, 2013). De igual manera, los ionómeros vítreos tienen la gran ventaja de actuar como un reservorio de flúor, es decir, acumulan flúor en su estructura al tener contacto con sustancias fluoradas, como enjuagues, pastas y topicaciones. Este proceso de almacenamiento ocurre

por un mecanismo de difusión que permiten incorporar los iones fluoruro en la masa del ionómero y con el tiempo pueden ser liberados hacia la estructura dental. Este proceso puede ocurrir continuamente en el tiempo sin que ocurra la “*desintegración, degradación o pérdida de masa por esta propiedad*”, siendo segura su alta efectividad contra la caries recidivante y la placa bacteriana (Barrancos & Barrancos, 2006).

Cabe mencionar, que la mayor parte de flúor es liberado durante las primeras horas y días después de colocar el ionómero, y disminuye con el tiempo, sin embargo, esto se compensa con su capacidad de almacenar flúor continuamente. (Barrancos & Barrancos, 2006)

### **2.2.2 Manipulación.**

Es muy importante conocer el momento de inserción y el tiempo de espatulado del ionómero vítreo, especialmente, porque estos pueden modificar su capacidad de retención al diente (Barrancos & Barrancos, 2006). El ionómero deberá prepararse entre 20 a 30 segundos y deberá ser colocado inmediatamente en la estructura dental. Si se pasa el tiempo de espatulado o se retrasa su momento de inserción, se induce a que el líquido (el componente adhesivo del ionómero por poseer grupos carboxílicos) inicie una reacción química con el polvo en lugar de interactuar con el calcio de la hidroxiapatita, por lo que habrá una menor cantidad de grupos carboxílicos disponibles para poder unirse químicamente con la estructura dental (Barrancos & Barrancos, 2006).

## **2.3 Ionómero de Vidrio Convencional**

El ionómero de vidrio convencional es uno de los materiales restauradores de elección para las lesiones cervicales. Presenta ventajas y desventajas en cuanto a sus propiedades y modo de uso, aunque su uso ha sido limitado por la aparición de los ionómeros modificados con resina y su empleo odontológico es cada vez más generalizado (Barrancos & Barrancos, 2006). A continuación, se describirá este material en relación a su presentación, composición, propiedades y técnica de aplicación clínica.

### **2.3.1 Presentación y Composición.**

La presentación de polvo y líquido del ionómero de vidrio le permiten efectuar su reacción ácido-base. El polvo representa la base del material y se compone de un vidrio de sílice, alúmina y fluoruros. En cambio el líquido representa la porción ácida del material, y está compuesto por un conjunto de ácidos policarboxílicos (o también llamados polialquenoicos), como los ácidos poliacrílico, itacónico y tartárico (Barrancos & Barrancos, 2006). Cabe mencionar que los grupos carboxílicos, los componentes adhesivos del ionómero, provienen de los ácidos polialquenoicos. De igual manera, en algunos ionómeros se añadieron vidrios de zirconio, los mismos que aumentaron su viscosidad y realzaron sus propiedades físico-químicas y mecánicas; estos se conocen como los ionómeros vítreos de alta densidad. (Barrancos & Barrancos, 2006)

Asimismo, la presentación del ionómero convencional viene acompañada de ciertos sistemas adhesivos encargados de incrementar la adaptación y adhesión del material a la estructura dental. Por lo general, se usan acondicionadores de ácido poliacrílico en un porcentaje entre el 10 al 25%, los mismos que se colocan como pre tratamiento de las estructuras dentales (Barrancos & Barrancos, 2006).

### 2.3.2 Mecanismo de Acción.

Su proceso de endurecimiento está determinado por la reacción ácido-base de los ionómeros de vidrio y tiene una duración entre 4 a 7 minutos (Barrancos & Barrancos, 2006). Esta reacción se inicia cuando el ácido poliacrílico ( $H^+$ ) ataca las partículas de vidrio de aluminosilicato (presentes en el polvo), entonces se liberan iones de calcio ( $Ca^{2+}$ ), estroncio, zinc, flúor y aluminio ( $Al^{3+}$ ), los que inician la gelación y endurecimiento del ionómero (Gupta et al, 2012; Bapna & Mueller, 1994). Aparte, el flúor queda libre para salir del ionómero como fluoruro de sodio, proceso que se conoce como el fenómeno de liberación de flúor (Barrancos & Barrancos, 2006). El ácido poliacrílico al interactuar con los iones de calcio de la hidroxiapatita, realiza una unión química entre el material y la estructura dental (Gupta et al., 2012).

### 2.3.3 Propiedad Adhesiva.

La adhesión del ionómero vítreo a la superficie dental, ocurre por un trabamamiento mecánico en los túbulos dentinarios y por un intercambio iónico entre ambos cuerpos (Sidhu, 2011). Específicamente, los grupos carboxílicos del ionómero se adhieren al calcio de la hidroxiapatita presente en el esmalte y la dentina (Xie, Zhang, Chen, 2008). Autores como Özgünaltay y Önen (2002) indican que este material tiene la capacidad de formar uniones adhesivas fuertes y de larga duración con el esmalte y la dentina, por lo que se constituye en un eficiente sistema adhesivo en la estructura dental. Sin embargo, existen otros autores que indican que su resistencia adhesiva puede mejorar notablemente al realizar un pre tratamiento a las superficies dentales utilizando acondicionadores, como por ejemplo, el ácido poliacrílico (Carrasco, 2011). El ácido poliacrílico actúa eliminando el smear layer, limpiando la preparación e impregnando el diente, por lo que mejora notablemente la adaptación del material. Sin embargo, se debe tener cuidado con el tiempo

de acondicionamiento de la dentina, ya que tiempos más prolongados están relacionados con la remoción total del smear layer, desmineralización más profunda de la dentina y, en consecuencia, con la posibilidad de que los espacios intertubulares creados no se llenen completamente con los polielectrolitos del ionómero, lo que provocaría menores fuerzas retentivas (De Souza-Zaroni et al., 2006).

Los autores Varghese y Kalra (2012) reportaron en su artículo de investigación valores de retención elevados del IVC en las lesiones cervicales no cariosas, comparados con la resina compuesta y el compómero. El porcentaje de retención del ionómero convencional en oclusión normal obtenido en su estudio fue del 91%, mientras que el de la resina y el compómero fue del 82%. Los autores mencionan que el valor de retención del IVC también coincidió con otros valores obtenidos en distintos estudios, como el de Tyas y Beech con el 92% y el de Sonia Glady's et al. y de Powell et al. con el 97% (Varghese & Kalra, 2012). Sin embargo, estos valores cambiaron en oclusión traumática, en donde el IVC obtuvo los valores de retención más inferiores con el 54%, seguido del compómero con el 64% y la resina con el 73%.

Según Varghese y Kalra (2012), la dentina en la porción cervical se vuelve muy calcificada, por lo que reduce la cantidad de colágeno disponible para que la capa híbrida pueda crear fuertes uniones con la dentina, de esta manera, los autores explican por qué los valores de retención de la resina y el compómero fueron menores que los del ionómero convencional. De igual manera, los valores inferiores en oclusión traumática están relacionados con el aumento de la flexión cervical causada por las fuerzas excéntricas de los dientes.

En un estudio realizado por Barrancos y Barrancos (2006), se reporta que el ionómero convencional mantuvo una resistencia adhesiva mayor a la resistencia cohesiva



luego de 15 años de colocada la restauración clase V, es decir, la restauración se mantuvo adherida en la cavidad a pesar de que ésta se fracturó completamente. También, en otras investigaciones descritas por Henostroza et al. (2010), determinaron que los ionómeros convencionales poseen una resistencia adhesiva al diente menor a 10 MPa, lo cual es relativamente bajo comparado con otros adhesivos dentinarios y la técnica de grabado ácido que superan los 15 MPa. De esta manera, se sugiere que aunque los valores de resistencia adhesiva del ionómero convencional son considerados aceptables clínicamente, estos continúan siendo inferiores a los que se podrían obtener con otros materiales, como la resina compuesta u otros tipos de ionómero.

#### **2.3.4 Otras Propiedades.**

El ionómero convencional posee ciertas ventajas y desventajas en sus propiedades. Se han otorgado excelentes propiedades cariostáticas, una buena biocompatibilidad con el tejido pulpar y un coeficiente de expansión térmico cercano al de la estructura dental (Özgünaltay & Önen, 2002). Asimismo, se ha estudiado que tanto el ionómero de vidrio como la resina compuesta poseen un módulo de elasticidad superior al ionómero de vidrio modificado con resina (Attin, Vataschki, & Hellwig, 1996).

Sin embargo, el ionómero convencional tienen la desventaja de presentar propiedades estéticas y mecánicas limitadas (Ermis, 2002). Por ello, sufren mayores cambios de coloración comparado con los IVMR y las resinas compuestas, y también, mayor solubilidad y desintegración en el medio oral, especialmente, en los medio ácidos (Barrancos & Barrancos, 2006). También, se han relacionado otras características desfavorables, como opacidad, fragilidad, baja resistencia a la fractura, fraguado lento, baja resistencia al desgaste, y acabado y pulido pasadas las 24 horas (El-Negoly et al., 2014; Rekha & Varma, 2012).

### 2.3.5 Técnica de Aplicación Clínica.

En su aplicación se debe tomar en cuenta que los ionómeros convencionales expuestos al medio oral no pueden ser acabados y pulidos en una misma sesión, sino después de 24 horas de su colocación (Rekha & Varma, 2012). Esto constituye una de las principales desventajas del IVC y se debe al proceso de desintegración y solubilidad que experimentan estos materiales al ser expuestos al medio bucal, en especial en medios ácidos (Barrancos & Barrancos, 2006). De esta manera, deben ser cubiertos con un barniz o una resina para aislarlos de la humedad de la boca, evitar su deshidratación y mantener su equilibrio hídrico, puesto que son materiales a base de agua (Sidhu, 2011).

Para empezar, se debe realizar un aislamiento relativo en las lesiones cervicales a tratar. Luego, se debe limpiar la lesión con piedra pómez y agua; lavar y secar. A continuación, se coloca el ácido poliacrílico (10 a 25%) durante 30 segundos; lavar y secar. Aparte se prepara el ionómero y se mezcla con rapidez, inmediatamente, se inserta en la cavidad. Una vez fraguado, se recortan los excesos con una hoja de bisturí y, finalmente, se coloca un barniz o resina (fluida sin relleno). Pasado un día de espera, se pule la restauración con discos de grano fino a baja velocidad y, luego, *“con una punta de plástico o siliconada impregnada con una pasta de pulir (óxido de aluminio de 25 a 50 micrones)”* (Barrancos & Barrancos, 2006, p 664).

## **2.4 Ionómero de Vidrio Modificado con Resina Fotopolimerizable**

El ionómero de vidrio modificado con resina (IVMR) aparece en el mercado alrededor de 1990, presentando propiedades mejoradas del ionómero convencional (Das, Viswanath & Azher, 2009). Sus principales avances se pueden evidenciar en su parte estética, estabilidad química, insolubilidad, y posibilidad de pulido y acabado en una sola sesión (Barrancos & Barrancos, 2006). Este material se caracteriza por poseer un componente resinoso en su composición, tal como bis-GMA o HEMA, de esta manera, presenta eficientemente las propiedades tanto del ionómero de vidrio como de la resina compuesta en su estructura (Das et al., 2009).

A continuación, se describirá a este material en cuanto a su presentación y composición, mecanismo de acción, propiedades y técnica de aplicación clínica.

### **2.4.1 Presentación y Composición.**

El IVMRF tiene una presentación comercial de polvo y líquido, al igual que el ionómero de vidrio convencional. El polvo representa la base del ionómero y se compone de sílice, alúmina, fluoruros y un fotoiniciador. Por otro lado, el líquido representa el ácido del material y contiene resinas hidrófilas, como el monómero hidrófilo soluble (HEMA), grupos metacrílicos, como radicales metacrílicos, agua, fotoiniciadores, ácido poliacrílico y copolímeros carboxílicos (Barrancos & Barrancos, 2006). Cabe mencionar que la adición del componente resinoso (entre el 4.5 al 6% aprox.) incrementó notablemente la resistencia adhesiva del IVMR hacia la estructura dental (Jyothi et al., 2011; Rekha & Varma, 2012). Igualmente, presenta una liberación de flúor aproximadamente al mismo nivel que el ionómero convencional.

La presentación del ionómero resinoso también se acompaña de sistemas adhesivos o primers que incrementan su resistencia adhesiva (Qvist, Laurberg, Poulsen, & Teglers, 2004). Por lo general, los primers están constituidos por un ácido poliacrílico, resina hidrófila, una sal que permita realizar un precipitado adhesivo, como el cloruro férrico, y un solvente como alcohol o acetona (Barrancos & Barrancos, 2006).

#### **2.4.2 Mecanismo de Acción.**

Su proceso de fraguado ocurre, en primer lugar, por fotopolimerización como las resinas compuestas, y en segundo lugar, por la reacción ácido-base como los ionómeros convencionales (Hübel & Mejåre, 2003). Al mezclarse el polvo y el líquido, se da paso a la formación de 2 matrices, las cuales son: la matriz de la estructura nucleada del ionómero con policarboxilatos de calcio y aluminio, y también, la matriz de resina de poli-HEMA (Gupta & et al., 2006). La reacción ácido-base ocurre de igual manera que el IVC con la respectiva liberación de flúor. Mientras que la reacción de fotopolimerización, se origina por la presencia de grupos metacrilatos en su composición, los que requieren una fotopolimerización con luz halógena durante 20 a 30 segundos para completar su proceso de endurecimiento (Barrancos & Barrancos, 2006).

Es importante mencionar que este tipo de ionómero continúa con su reacción ácido-base aun cuando su matriz resinosa se haya endurecido. Este proceso le permite desarrollar con éxito las propiedades normales de los ionómeros, como son: su capacidad de adhesión específica, liberación de flúor y compatibilidad biológica (Barrancos & Barrancos, 2006).

De igual manera, se utilizan primers para aumentar la adaptación del ionómero vítreo y mejorar la resistencia adhesiva del material. Esto se realiza mediante la unión de las moléculas resinosas del primer (20% aprox.) con el componente resinoso del ionómero,

y las moléculas poliacrílicas (80% aprox.) con el componente carboxílico, respectivamente (Barrancos & Barrancos, 2006).

### **2.4.3 Características Adhesivas.**

El ionómero resinoso utiliza una técnica adhesiva de 2 pasos, en donde el esmalte y la dentina son previamente acondicionadas mediante un primer, seguido de la aplicación del ionómero en sí. Esta adhesión se realiza por medio de dos mecanismos, por la unión química y la unión micromecánica del ionómero hacia la dentina (Wang et al., 2006). De esta manera, ocurre un reemplazo de minerales en el tejido duro, en donde los grupos carboxílicos forman uniones iónicas con el calcio, al reemplazar los iones  $PO_4$  del sustrato de la hidroxiapatita, y una vez establecidos, el ionómero realiza una penetración micromecánica en las porosidades creadas (El-Askary et al., 2008). Cabe mencionar que los ionómeros vítreos no producen tags de resina, como las resinas compuestas, debido al tipo de acondicionador de dentina que se utiliza.

Varios estudios indican que los IVMR se auto adhieren en la estructura dental, sin embargo, se ha estudiado que este tipo de adhesión es inferior a la obtenida con las resinas compuestas utilizando sistemas adhesivos (Khoroushi, Karvandi, Kamali & Mazaheri, 2012). La razón de esto se debe a que la resistencia adhesiva del IVMR se afecta en presencia del smear layer, puesto que ésta interviene en la cohesión del material, provocando la contracción por polimerización (Khoroushi et al., 2012). Sin embargo, en el estudio realizado por El-Askary et al. (2008), se demostró que no hubo un efecto significativo en el grosor de la capa de smear layer (fina o gruesa) respecto a la fuerza de unión del ionómero de vidrio a la dentina. Lo que este estudio sí resaltó fue la importancia de usar un acondicionador de dentina para aumentar la retención del ionómero, caso

contrario, el ionómero presentará una retención inferior en el diente (El-Askary et al., 2008).

De esta manera, autores como Rao et al. (2013), Besnault et al. (2004) y Khoroushi et al. (2012) indican que la resistencia adhesiva de este material se incrementa significativamente al usar sistemas adhesivos como pretratamiento de las superficies dentales. Su efectividad se basa en que el ácido poliacrílico elimina el smear layer de la dentina y, como resultado, aumenta notablemente la fuerza de retención del IVMR en el diente. Se pueden utilizar varias alternativas de sistemas adhesivos, como sistemas adhesivos de autograbado y ácidos poliacrílicos tradicionales (Khoroushi et al., 2012). De esta manera, Besnault et al. (2004) reportó que el uso de sistemas adhesivos de autograbado incrementaron eficientemente las fuerzas de adhesión del IVMR entre el 50% hasta el 130% de los casos. Asimismo, Khoroushi et al. (2012) afirmó en su estudio que el uso de sistemas adhesivos mejoraron la integridad marginal tanto del esmalte como de la dentina, en las restauraciones cervicales de IVMR.

Finalmente, autores como Garita y Rodríguez (2008) reportaron en su estudio un promedio de retención de 137.18 MPa en el IVMR, el cual fue similar al obtenido con las resinas, 138 MPa. Por otro lado, Lenzi et al. (2013), reportaron un valor medio de retención de 15.0 +/- 2.6 Mpa en esmalte sano y de 13.57 +/- 1.3 Mpa en esmalte erosionado.

#### **2.4.4 Otras Propiedades.**

Además de su estética e insolubilidad, estos materiales poseen mejores propiedades mecánicas y físicas, y una mayor fuerza cohesiva comparado con el ionómero convencional (Majety & Pujar, 2011). También, presentan una menor contaminación y

solubilidad al contacto con la humedad y la desecación (Özgünaltay & Önen, 2002; Van Dijken & Pallesen, 2010). Autores como Arora et al. (2010) señalan que este material presenta la mejor fuerza de adhesión comparado con el ionómero convencional y la resina compuesta, y de igual manera, Özgünaltay y Önen (2002) mencionan que existen casos clínicos en donde se ha demostrado que las restauraciones cervicales con IVMRF poseen un promedio de retención alrededor del 100% de los casos.

Sin embargo, Barrancos y Barrancos (2006) indican que una de sus desventajas es la sorción acuosa y contracción por polimerización, en especial en aquellos materiales que tienen mayor cantidad de resina en su estructura. Asimismo, Loguercio et al. (2003) resportan que estos materiales poseen inferiores propiedades mecánicas comparados con las resinas compuestas, así como también un menor acabado, pulido y brillo.

#### **2.4.5 Técnica de Aplicación Clínica.**

Primero, se debe realizar un aislamiento parcial de las lesiones cervicales a tratar. Luego, se debe limpiar la lesión con piedra pómez y agua; lavar y secar. A continuación, se coloca la sustancia adhesiva que puede ser un primer, ácido poliacrílico o un sistema adhesivo de autograbado. Si se usa el ácido, se deberá lavar y secar, caso contrario, el primer se deja actuar durante 30 segundos para que realice su acción impregnadora, y luego se seca suavemente con aire o se fotopolimeriza, de acuerdo a las instrucciones del fabricante.

Aparte se prepara el ionómero resinoso, se asegura que tenga una consistencia viscosa o espesa, se coloca en la preparación mediante finas capas de material (puede ser de 2 mm) y se fotocura de acuerdo al tiempo del fabricante. Finalmente, se realiza el acabado y el pulido de la restauración. (Barrancos & Barrancos, 2006)

En el acabado, existe una técnica alternativa que aplica una resina fluida sin relleno para solucionar los defectos marginales causados por el pulido. Asimismo, da protección al ionómero en su fase final de reacción ácido-base. Por último, algunos productos pueden suministrar un líquido para realizar el glaseado de la restauración, el mismo que se coloca sobre la base de resina fluida (Barrancos & Barrancos, 2006).



## **2.5 Resina Compuesta**

Desde su introducción en 1960, las resinas compuestas han logrado destacarse por presentar excelentes características como materiales restauradores (Arslan et al., 2013). Varios autores enseñan que estos materiales poseen mejores características y propiedades que los ionómeros vítreos, como por ejemplo, mejores resultados estéticos, insolubilidad en el medio oral, mayor resistencia a la abrasión, mayor módulo de flexión, mejor desempeño mecánico e integridad en su superficie, entre otras características (Geerts, Seidel, Albert & Gueders, 2010; Henostroza et al., 2010). Sin embargo, otros autores también señalan ciertas desventajas de la resina compuesta; su mayor problema se dirige hacia su alta contracción por polimerización, que al exceder las fuerzas de unión al diente, conlleva a una falla en la adhesión y microfiltración de las restauraciones resinosas (Arslan et al., 2013; Umer, Naz, & Khan, 2011). De todas maneras, estos materiales han sido considerados apropiados para restaurar lesiones de quinta clase. A continuación, se describirán a las resinas compuestas en función de su composición, propiedades, clasificación y capacidad de retención en la estructura dental.

### **2.5.1 Composición.**

Las resinas compuestas son conocidas como materiales bifásicos, ya que se componen de una matriz orgánica polimerizable y de un relleno inorgánico, los mismos que le confiere las características mecánicas y ópticas restaurativas (Henostroza et al., 2010). La porción orgánica está formada por monómeros, un sistema de iniciación y activación, estabilizadores y pigmentos, mientras que el relleno inorgánico, se compone de partículas como: vidrio, cuarzo y sílica coloidal; ambas partes se unen gracias a un agente de acoplamiento (Ravi et al., 2013).

La matriz orgánica contiene monómeros aromáticos hidrofóbicos de alto peso molecular que al polimerizar forman polímeros de contracción menor; como por ejemplo: el BIS-GMA o UDMA. De igual manera, está formada por monómeros alifáticos que se encargan de regular la fluidez del líquido o pasta, por ejemplo, los TEGMA y TEGDMA. Cabe mencionar que la matriz orgánica es hidrofóbica y sufre contracción por polimerización, por lo que requiere de un adecuado sistema adhesivo para la reducción de efectos nocivos que provoquen su contracción. (Henostroza et al., 2010)

Otros componentes añadidos a las resinas son los agentes químicos sean iniciadores o inhibidores, y los pigmentos. Los agentes iniciadores están encargados de realizar la polimerización vinílica o por adición, es decir, son “responsables de generar el desdoblamiento de los dobles enlaces existentes en los monómeros mencionados”, mientras que los agentes inhibidores, intentan conservar el material evitando su polimerización dentro de su recipiente de contenido (Henostroza et al., 2010, p 234). Asimismo, pueden agregarse pigmentos en su composición, como los óxidos metálicos, que dan color a las resinas en distintas matices.

El relleno inorgánico se compone de un refuerzo cerámico encargado de brindar óptimas propiedades mecánicas, como: resistencia adhesiva, resistencia a la compresión, módulo de elasticidad elevado, resistencia a la abrasión, buena estética y manipulación (Ravi et al., 2013). Asimismo, contiene cationes como: bario, yterbio, zirconia, etc, que le permite brindar distintos niveles de radiopacidad a la restauración. Finalmente, el relleno inorgánico se integra a la matriz gracias a un agente de enlace denominado vinil-silano durante la polimerización. (Henostroza et al., 2010)

### **2.5.2 Mecanismo de Acción.**

La matriz orgánica se encarga de la polimerización, la cual ocurre por un sistema de iniciación compuesto por alcanforquinona y por dos sustancias que permiten la apertura de anillos. La alcanforquinona inicia el mecanismo de polimerización al contactar la luz, mientras que las dos sustancias químicas aseguran la completa reacción epóxica de curado (apertura de anillos) encargada de producir fuerzas de contracción de baja magnitud, lo que permite aumentar el tiempo de trabajo clínico (Henostroza et al., 2010). Ravi y sus colaboradores (2013) reportaron que las resinas compuestas sufren una contracción volumétrica de 1.9 a 7.1% durante la fase de polimerización, y junto a otros factores, pueden causar filtración marginal y falla en la adhesión, con la subsecuente formación de gaps. Autores como Hegde, Vyapaka y Shetty (2009) afirman que el estrés por contracción puede alcanzar los 10 MPa. La contracción por polimerización representa una desventaja en la restauración con resinas, ya que puede provocar sensibilidad posoperatoria, decoloración marginal y caries secundarias (Gupta et al., 2012).

### **2.5.3 Clasificación.**

Las resinas compuestas pueden clasificarse en función de su relleno y viscosidad. En cuanto a su relleno, pueden poseer partículas de distintos tamaños y ser de tipo micrométricas (1 a 5  $\mu\text{m}$ , aprox.), sub-micrométricas (0,1 a 0,04  $\mu\text{m}$  - partículas pequeñas o de sílice coloidal) y nano-métricas (5 a 75 nm – muy pequeños). Las resinas compuestas sólo por partículas sub-micrométricas contienen un bajo contenido cerámico, por lo que han sido discontinuadas por varios fabricantes. Las resinas híbridas o microhíbridas poseen una combinación tanto de partículas micrométricas como de sub-micrométricas, y poseen un alto contenido cerámico al igual que las resinas con partículas nano-métricas; éstas últimas pueden clasificarse en resinas nanohíbridas y en nano-particuladas. Las resinas sólo con

partículas nanométricas tampoco son utilizadas clínicamente, ya que carecen de radiopacidad y son de difíciles de manipular, por este motivo, los fabricantes combinan rellenos micro y sub-micrométricos con partículas nano-métricas, denominadas resinas nano-híbridas. (Henostroza et al., 2010)

Por otro lado, las resinas también se clasifican en función de su fluidez o viscosidad, estos pueden ser de muy baja, baja, mediana, alta y muy alta viscosidad. Las resinas de muy baja viscosidad poseen una alta fluidez; un ejemplo de estos son las resinas fluidas que se caracterizan por presentar elevada flexibilidad, íntima unión a las paredes dentinarias, menor estrés de contracción, humectabilidad y buen pulido (Henostroza et al., 2010; Sadeghi, 2009). Se recomienda, en especial, las resinas de microrrelleno para la restauración de lesiones cervicales, debido a que tienen la capacidad de flexionarse cuando el diente experimenta fuertes fuerzas oclusales o flexión cervical (Roberson et al., 2007), al contrario de las resinas con alto relleno que se desprenden de la preparación con mayor facilidad (Loguercio et al., 2005).

#### **2.5.4 Mecanismo de Adhesión.**

La adhesión de la resina a la estructura dentaria ocurre esencialmente de manera micromecánica tanto en el esmalte como en la dentina (Armstrong et al., 2003). La adhesión en esmalte es el resultado de la infiltración de la resina dentro de la superficie grabada irregular, donde los monómeros se polimerizan y la resina queda entrelazada con el esmalte (Roberson et al., 2007). Como resultado, se forman microdigitaciones de resina dentro de la estructura del esmalte; esto representa su mecanismo de adhesión. Anusavice (2004), indica que la resina tiene una fuerza de adhesión al esmalte entre 15 y 25 MPa, y autores como Roberson et al. (2007), indican que se requiere una fuerza mayor a 20 MPa, con un rango de 1-145 Mpa, para romper las fuerzas de unión entre el esmalte y el

composite, por lo que estas “fuerzas de unión proporcionan una retención adecuada” en la estructura del diente (p 252).

Por otro lado, la adhesión en dentina consiste en la penetración de monómeros de resina (propios del agente adhesivo o bonding) dentro de la red de colágeno desmineralizada (dentina intertubular), como resultado, se forma una nueva microestructura denominada capa híbrida o zona de inter-difusión. Las resinas también se infiltran y polimerizan dentro de los túbulos dentinarios abiertos y forman las digitaciones de resina (Roberson et al., 2007). Las prolongaciones de resina dentro del diente tienen un diámetro de 6  $\mu\text{m}$  aprox. y de 10 a 20  $\mu\text{m}$  de longitud (Anusavice, 2004). El ácido fosfórico (37%) remueve por completo el smear layer y desmineraliza la superficie dentinaria a una profundidad de 3  $\mu\text{m}$  a 7.5  $\mu\text{m}$  (El-Askaray et al., 2008). Sin embargo, es importante recordar que las lesiones cervicales no cariosas exhiben un alto grado de esclerosis y gran cantidad de minerales, por lo que la desmineralización y establecimiento de la capa híbrida resulta más dificultoso (Heintze & Cavalleri, 2006).

Tanto el ácido fosfórico como los adhesivos dentinarios aumentan la retención de la restauración con resina. En ese sentido, los adhesivos mejoran la humectación y la adaptación de la resina en la superficie grabada, ya que poseen grupos hidrófilos que se unen a la dentina húmeda y grupos hidrófobos que se unen a la resina (Anusavice, 2004). Estudios han demostrado que la remoción del smear layer a través del grabado ácido permitió un aumento significativo en las fuerzas de unión *in vitro* de la resina a la dentina; las fuerzas de unión normales entre la resina y el diente oscilan entre 17 a 30 MPa (Roberson et al., 2007).

Investigadores como Roberson et al. (2007) reportan que los diferentes sistemas de grabado total producen distintas fuerzas de unión al esmalte y la dentina. De esta manera,

el sistema de grabado total en tres pasos presenta la mayor fuerza de unión a esmalte (20-50 MPa) y a dentina (13-80 MPa), seguido del sistema de grabado total en un frasco, esmalte (20-45 MPa) y dentina (3-75 MPa). Por otro lado, calificaron a los sistemas de autograbado de un solo paso como los de menor fuerza de unión al esmalte (0-35 MPa) y a la dentina (0-60 MPa). Asimismo, Heintze et al. (2010) y Peuman et al. (2012), aportaron que el sistema de grabado total en 3 pasos tiene la menor tasa de pérdida de retención anual comparado con sistema de grabado total de 2 pasos y el sistema de autograbado de 1 paso. Heintze y Cavalleri (2006), respaldaron esta información al citar que varias investigaciones clínicas demostraron una pérdida de retención anual de estos sistemas adhesivos alrededor de 4.8% en el sistema de grabado total en 3 pasos, de 4.7% en el de 2 pasos y de 8.1% en el de autograbado en 1 paso.

Robinson et al. (2007), indican que la adhesión a la dentina puede estar afectado por factores como el espesor de la dentina y el aumento de fluido de los túbulos dentinarios. El primero, debido a que las fuerzas de unión son menores en la dentina profunda que en la dentina superficial, y el segundo, debido a que las soluciones ácidas pueden causar un aumento del fluido en los túbulos dentinarios cuando se remueve el smear layer, de esta manera, las resinas hidrófobas no se adhieren a sustratos hidrofílicos. De igual manera, Varghese y Kalra (2012), describen que la retención de las restauraciones cervicales, dependen en gran manera de su adhesión con la dentina, la misma que es con frecuencia esclerótica. Sin embargo, en su estudio los autores reportaron que la formación de la capa híbrida es inferior en la dentina esclerótica que en la dentina intacta, por lo que la retención de la resina disminuye bajo estas condiciones. Asimismo, en este estudio se reportó una menor retención de los composites a nivel cervical (82%) comparado con el IVC (91%) en oclusión normal.

### **2.5.5 Otras Propiedades.**

Las resinas compuestas presentan varias ventajas en sus propiedades, entre ellas se encuentra una alta resistencia adhesiva en la estructura dental, resistencia a la abrasión, facilidad de aplicación, translucidez y pulido rápido (Ravi et al., 2013). Debido a la presencia de relleno orgánico e inorgánico en su composición, las resinas han demostrado poseer propiedades mecánicas superiores a otros materiales, como buena resistencia a la tracción y compresión, radiopacidad, excelente estética y manipulación (Ravi et al., 2013).

Sin embargo, las resinas también presentan desventajas en su estructura, principalmente, en relación a la contracción por polimerización y elevado módulo elástico, lo que puede disminuir con el tiempo su capacidad retentiva en las cavidades clase V (Loguercio et al., 2013). De igual manera, el mismo autor demostró en su estudio que la resina compuesta presentaba una menor adaptación marginal y estabilidad de color que el ionómero modificado con resina. Finalmente, menciona que las resinas fluidas con alto contenido orgánico se asocian a una alta sorción acuosa, descoloración con el paso del tiempo y mayor dificultad para ser esculpidas.

### **3 MATERIALES Y MÉTODOS**

#### **3.1 Tipo de Estudio**

La presente investigación es un estudio *in vitro*, experimental, comparativo y analítico. Es un estudio *in vitro* y experimental, ya que se emplearon dientes de bovino extraídos, los mismos que fueron sometidos a un protocolo específico basado en pruebas de cizallamiento. Es de tipo comparativo, ya que se compararon los diferentes valores de resistencia adhesiva proporcionados por el ionómero de vidrio convencional, ionómero de vidrio modificado con resina y resina fluida, en las lesiones cervicales no cariosas. También es un estudio analítico, puesto que se requirió indagar e interpretar cada proceso experimental, así como también, los resultados obtenidos de dicho procedimiento.

#### **3.2 Población**

Para esta investigación se utilizaron dientes de bovino que fueron obtenidos del “Mercado el Turismo” localizado en el valle de Sangolquí, cabe mencionarse que todos los dientes provinieron de animales que se encontraban muertos. Igualmente, los dientes se extrajeron de mandíbulas y se seleccionaron de acuerdo a ciertos criterios de inclusión y exclusión.

##### **3.2.1 Muestra.**

Para el desarrollo de este estudio se utilizó una muestra en la que se incluyeron 40 incisivos inferiores permanentes bovinos.



### **3.2.1.1 Criterios de Inclusión.**

Los dientes que integraron la muestra fueron seleccionados bajo ciertos criterios específicos. Se tomó en cuenta que fueran permanentes y únicamente incisivos centrales y laterales. Asimismo, los dientes debían estar sanos, con una corona clínica intacta y una raíz en buen estado. Finalmente, se incluyeron dientes mantenidos en el “Mercado el Turismo” por un tiempo menor a 1 semana.

### **3.2.1.2 Criterios de Exclusión.**

No fueron tomados en cuenta dientes que tuvieran una gran destrucción o pérdida de su corona clínica, y dientes que se podían fracturar, agrietar o fisurar durante la fase experimental. Asimismo, no se incluyeron dientes temporales o de ternero, dientes que hayan tenido algún dispositivo metálico o plástico en su estructura, o que hayan sido utilizados previamente para otros fines. Tampoco se incluyeron dientes que hayan sido mantenidos en el “Mercado el Turismo” por un tiempo mayor a 1 semana.

### 3.3 Materiales

A continuación se detallará la lista de materiales que fueron utilizados en el presente estudio:

<b>Materiales</b>	<b>Materiales Restauradores y Adhesivos</b>	IVC, polvo y líquido (Ionofil Plus, Voco)
		IVMR, polvo, líquido y primer (Ionolux, Voco)
		Resina Fluida (Grandio Flow, Voco)
		Ácido Fosfórico 35% (Vococid, Voco)
		Agente adhesivo (Solobond M, Voco).
	<b>Instrumental Manual</b>	Gutaperchero (Panorama)
		Atacador (Panorama)
		Espátula (Panorama)
		Pinzas de algodón (Medisurgical)
		Fórceps inferior No. 151 (Awan)
		Elevador recto delgado (Awan)
		Cureta N° 13-14 (American Eagle)
	Mango de bisturí No. 3 (Medis <sup>TM</sup> )	
	<b>Instrumental Rotatorio y Lámpara de Luz Halógena</b>	Turbina (NSK)
		Micromotor (NSK)
Contraángulo (NSK)		
Pieza de mano (NSK)		
Fresas redondas peuqeñas diamantadas (Cool Cut)		
Lámpara de luz halógena (Denjoy)		

Gráfico No. 1.- Lista de materiales restauradores y adhesivos, instrumental manual e instrumental rotatorio.

**Materiales****Materiales Odontológicos**

Hipoclorito de sodio 5, 25% (Clorox)  
 Alcohol etílico 99% (Lyra)  
 Suero fisiológico (Lyra)  
 PermaSeal (Ultradent)  
 Microbrush (Voco)  
 Cepillos profilácticos  
 Taza de goma  
 Espátula de yeso  
 Disco de Diamante  
 Mandril  
 Calibrador de metal (Diamond)  
 Resina acrílica transparente de autopolimerización  
 Polvo de piedra pómez (Maquira)  
 Vasos Dappen  
 Loseta de vidrio  
 Torundas de algodón  
 Hoja de bisturí No. 15 (Ribbel)

**Otros Materiales**

Tres cajas recolectoras de muestras  
 Molde de aluminio de 3x3 cm y 1,5 cm de espesor  
 Matriz Metálica  
 Jeringa triple  
 Jeringuillas desechables de 10 ml (Nipro)  
 Refrigeradora (General Electric)  
 Cepillo de cerda suave  
 Plastilina (Doricolor)  
 Vaselina (Johnson & Johnson)  
 Adhesivo instantáneo universal (Loctite Super Bonder)  
 Block de papel (Voco)  
 Cuchara para acrílico  
 Marcador  
 Lapicero  
 Guantes (Safina)  
 Mascarilla (Wellmex)  
 Gafas protectoras (3M ESPE)

---

<b>Materiales</b>	<b>Limas Endodónticas Manuales</b>	Tiranervios Fine Azul (Dentsply)
		-----
		Limas Hedröm # 40 (Denstply)
		-----
	<b>Máquinas Eléctricas</b>	Máquina cortadora a precisión- IsoMet 1000 (Buehler).
		-----
	Máquina de Ensayos Universales, modelo T 5002 (MTS).	
	-----	
	Indicador de Fuerza y Torsión- Quantrol (Dillon).	
	-----	

*Gráfico No. 3.- Lista de los equipos de trabajo empleados en la fase experimental.*

### 3.4 Métodos

#### 3.4.1 Protocolo de Recolección y Limpieza de los Especímenes Dentales.

Los dientes utilizados en esta investigación fueron obtenidos de mandíbulas de ganado vacuno adulto, como se muestra en la fotografía No 1. Las extracciones dentales se realizaron siguiendo un protocolo similar al de los dientes humanos, es decir, a través de la aplicación, luxación, elevación y extracción, utilizando un fórceps inferior No. 151 y un elevador recto y delgado durante el procedimiento (López & Martín-Granizo, 2012).

Cada diente extraído fue almacenado en un recolector de muestras con suero fisiológico a una temperatura de 4°C dentro de una refrigeradora (Xie et al., 2008). Los dientes extraídos se mantuvieron en esta condición por un periodo de 24 horas, con el objeto de reblandecer el tejido blando adherido a la estructura del diente y poder retirarlo con mayor facilidad al día siguiente.

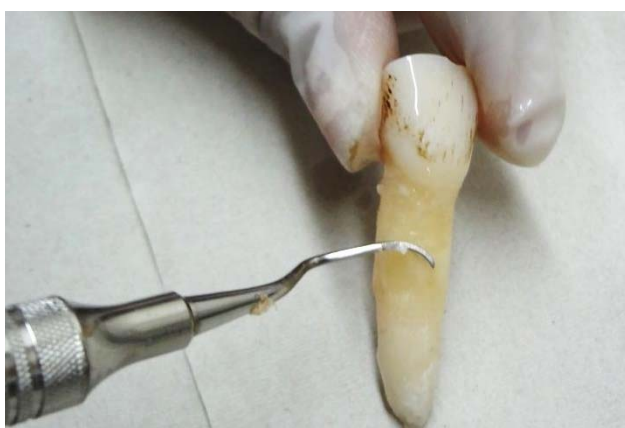


*Fotografía No. 1.- Mandíbula de bovino adulto utilizada en la fase experimental del presente estudio.*

Pasado este tiempo, se prosiguió con el protocolo de limpieza. Para ello, se retiró el tejido blando remanente utilizando un mango de serie 3 con un bisturí de hoja No. 15, y también, con una cureta universal de periodoncia de serie 13-14 (Véase las fotografías No. 2 y 3). Una vez limpios, los dientes se sumergieron en alcohol etílico al 99% durante 5 minutos para su desinfección.



*Fotografía No. 2.- Remoción de tejido blando con bisturí.*



*Fotografía No. 3.- Remoción de tejido blando con cureta universal de serie 13-14.*

Luego, se les realizó una profilaxis dental utilizando polvo de piedra pómez y agua, y con la ayuda de un cepillo de cerdas suaves, se aseguró la limpieza de la porción coronal y radicular de los dientes. Luego, los dientes se clasificaron en 2 grupos correspondientes a aquellos que cumplían los criterios de inclusión del presente estudio y los que no los cumplían (Véase fotografías No. 4 y 5). Nuevamente, los dientes fueron almacenados en un recolector de muestras a una temperatura de 4° C dentro de una refrigeradora, durante 1 semana.



*Fotografía No. 4.- Incisivos de bovino bajo criterios de inclusión.*



*Fotografía No. 5.- Incisivos de bovino bajo criterios de exclusión.*

### 3.4.2 Preparación de los Especímenes Dentales para la Fase Experimental.

Una vez limpios, se procedió a cortar la porción radicular de los dientes utilizando una máquina cortadora a precisión (IsoMet 1000), realizado en el Centro de Investigación de la Clínica Odontológica de la USFQ y con la ayuda del técnico de la misma institución (Véase fotografía No. 6).



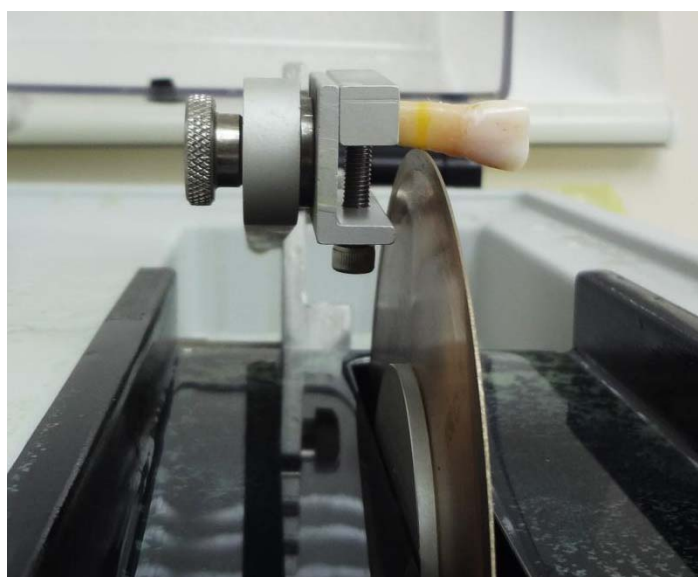
*Fotografía No. 6.- Máquina cortadora de dientes a precisión, IsoMet 1000 (Buehler)*

El corte se realizó a 975 revoluciones por minuto y a una medida estándar de 6 mm por debajo del límite amelocementario, la cual fue calculada con un calibrador de metal y señalada con una línea de color amarillo (Véanse fotografías No. 7, 8 y 9). De esta manera, se dejó una pequeña porción radicular para poder realizar las restauraciones de quinta clase en todos los dientes.





*Fotografía No. 7.- Medición de la línea de corte de un diente de bovino utilizando un calibrador de metal.*



*Fotografía No. 8.- Preparación para corte de un diente de bovino con la máquina IsoMet 1000 (Buehler).*



*Fotografía No. 9.- Dientes de bovino con corte radicular a 6 mm del límite amelocementario.*

Después, se retiró el tejido pulpar remanente coronal y radicular con la ayuda de instrumentos endodónticos manuales, como los tiranervios fine azul y las limas Hedström #40. Para ello, se introdujeron 2 tiranervios desde la porción apical del conducto radicular, se hizo una rotación de 360° en sentido horario para enganchar el tejido pulpar y se retiraron lentamente del conducto junto con la pulpa (UNAM, 2008). De igual manera, se introdujo una lima Hedstöm #40 con movimientos in-out, para cortar y extraer los residuos de tejido pulpar adheridos a las paredes del conducto radicular (Véanse fotografías No. 10 y 11) (Soares & Goldberg, 2008).

Posteriormente, se irrigó con abundante hipoclorito de sodio al 5, 25% para la desinfección, neutralización de productos tóxicos y disolución de tejido pulpar residual en el interior de los dientes (UNAM, 2008).



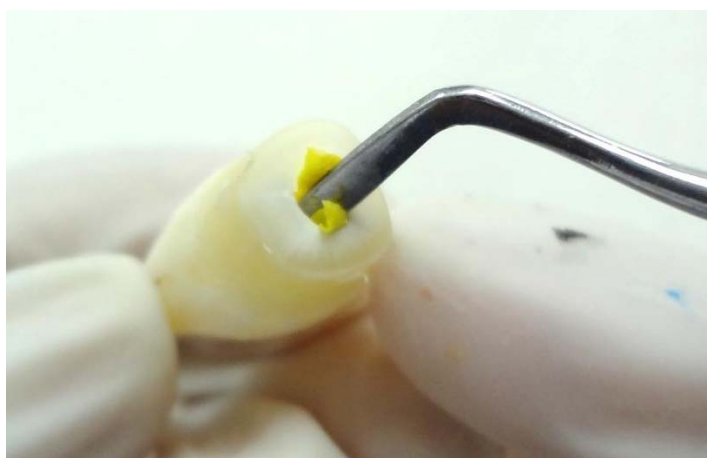
*Fotografía No. 10.- Pulpectomía en diente de bovino utilizando tiranervios fine azul.*



*Fotografía No. 11.- Instrumentación de conducto radicular remanente utilizando lima Hedstöm #40.*

Finalmente, se obturó el interior de los dientes con plastilina utilizando un gutaperchero y un atacador y, externamente, se cubrió con dos capas de adhesivo

instantáneo universal para sellar la porción radicular (Véase fotografía No. 12). De esta manera, se evitó el ingreso de resina acrílica, la que fue colocada en procedimientos posteriores. Nuevamente, los dientes fueron almacenados en un recolector de muestras con suero fisiológico para evitar la deshidratación de la dentina; se colocaron en una refrigeradora a una temperatura de 4 °C durante 2 días (Besnault et al, 2004).



*Fotografía No. 12.- Obturación de conducto radicular con plastilina utilizando un gutaperchero metálico.*

Preparados los dientes, se prosiguió a colocarlos en cubos de resina acrílica con el objeto de proteger los especímenes dentales, facilitar su manipulación en posteriores procedimientos y prepararlos para las pruebas de cizallamiento. Para ello, se elaboraron 4 moldes de aluminio cuya forma era cuadrada y simulaba un cubo, asimismo, poseía un diámetro de 3 cm x 3 cm y 1,5 cm de espesor; estos moldes dieron la forma final a los cubos de acrílico (Véase fotografía No. 13) (Pazmiño, 2014).



*Fotografía No. 13.- Moldes de aluminio en forma cuadrada de 3 cm x 3 cm y 1,5 cm de espesor, para la elaboración de cubos de acrílico que portaban los especímenes dentales.*

Los moldes se cubrieron internamente con vaselina para evitar la adhesión del acrílico en su estructura y se asentaron sobre una loseta de vidrio. Luego, se mezcló la resina acrílica transparente de autopolimerización y se vertió en los moldes durante su fase arenosa. Posteriormente, se asentaron los dientes de bovino en la superficie del acrílico, asegurando que se exponga su cara vestibular hacia el ambiente externo (Véanse las fotografías No. 14 y 15). Los dientes se asentaron en la fase plástica del acrílico, donde el material es más moldeable y apto para la manipulación (Macchi, 2007). Cada cubo de acrílico fue retirado del molde apenas iniciaba su reacción exotérmica, y después de fraguado, se regularizaron las superficies de los cubos de acrílico con un disco de diamante a baja velocidad (Véase la fotografía No. 16) (Pazmiño, 2014).



*Fotografía No. 14.- Colocación del diente de bovino en la superficie externa de acrílico contenido en el molde de aluminio.*



*Fotografía No. 15.- Diente de bovino colocado sobre molde de aluminio con acrílico, con la superficie vestibular hacia el ambiente externo.*



*Fotografía No. 16.- Diente de bovino asentado en cubo de acrílico.*

Terminado este procedimiento, todas las muestras se almacenaron en un recolector de muestras con suero fisiológico a una temperatura de 4 °C dentro de una refrigeradora durante un periodo de 5 días.

### **3.4.3 Protocolo de Restauración y Clasificación de los Dientes de Bovino.**

Una vez colocados los dientes en los cubos de acrílico, se procedió a realizar cavidades clase V en sus caras vestibulares. La forma, ubicación y restauración de estas cavidades fueron estandarizadas en todos los dientes, mediante la utilización de una matriz metálica. Esta matriz fue elaborada en el Taller Mecánico de la USFQ y diseñada con el asesoramiento de la Doctora Yolanda Román, Directora de Tesis de la USFQ.

El tamaño de la matriz era de 3cm x 3cm, como el de los cubos de acrílico para permitir su encaje, y se componía de dos estructuras separables de 3 mm de espesor cada una. Fue diseñada con un agujero redondo en su porción central, cuyas medidas eran de 3 mm de diámetro y 3 mm de profundidad, por donde ingresaba el material restaurador a la estructura del diente (Véanse la fotografía No. 17 y 18). Asimismo, la matriz poseía una arista de seguridad en cada extremo externo, las cuales contactaban el cubo de acrílico para

estabilizar y deslizar la matriz sobre el diente, y también, dos llaves internas para evitar su dislocación (Véase la fotografía No. 19). El método de restauración utilizando esta matriz se describe a continuación.



*Fotografía No. 17.- Matriz metálica de 3 cm x 3 cm y 3 mm de espesor, con agujero en posición central de 3 mm de diámetro y 3 mm de profundidad.*



*Fotografía No. 18.- Matriz metálica separada en sus dos estructuras.*





*Fotografía No. 19.- Matriz metálica sobre la muestra. Se observan aristas de seguridad hacia los extremos para proporcionar estabilidad y deslizamiento de la matriz.*

Para empezar, todas las cavidades fueron preparadas y restauradas por un solo operador, y también, fueron diseñadas de acuerdo al tamaño y forma que presentaba el agujero de la matriz. Para ello, la matriz se ubicó sobre el diente y su orificio se deslizó hasta la unión cemento-esmalte, tomando en cuenta que se extendieran a una distancia similar tanto por encima como por debajo de la misma (Köprülü et al., 1995). Luego, con la ayuda de un lapicero, se trazó la trayectoria interna del orificio, dando como resultado el diseño final de la cavidad (Véanse las fotografías No. 20 y 21).



*Fotografía No. 20.- Orificio de la matriz deslizado hacia la unión cemento-esmalte del diente y trazado de su trayectoria interna utilizando un lapicero.*



*Fotografía No. 21.- Diseño final de la cavidad en la unión cemento-esmalte del espécimen dental.*

Posteriormente, las cavidades se prepararon siguiendo el diseño mencionado utilizando una fresa redonda, pequeña y diamantada, empleando una turbina a alta velocidad y continua refrigeración. Cada cavidad fue preparada de manera no retentiva, mínimamente invasiva y de acuerdo a dos dimensiones estándar para todos los dientes, 3 mm de diámetro y 1 mm de profundidad (Véase la Tabla No. 1). Cabe mencionar que el diámetro de las fresas empleadas, que fue de 1 mm, determinó la profundidad de las cavidades (Véase la fotografía No. 22). Durante este procedimiento se tomó la precaución de utilizar una nueva fresa luego de preparar 6 cavidades, debido al desgaste que sufren las mismas al ser utilizadas (Xie et al., 2008).

*Preparación de las Cavidades Cervicales*

<i>Ubicación</i>	Unión cemento-esmalte.
<i>Diámetro (mm)</i>	3
<i>Profundidad (mm)</i>	1

*Tabla No. 1.- Ubicación y dimensiones de las cavidades clase V realizadas en los dientes de bovino extraídos.*



*Fotografía No. 22.- Preparación de la cavidad de quinta clase en la unión cemento-esmalte, empleando alta velocidad y continua refrigeración.*

Una vez elaboradas las cavidades, se repartieron aleatoriamente los dientes en tres grupos de estudio y un grupo de control, en donde se asignaron diez dientes en cada grupo (Véase la Tabla No. 2). Luego, se limpió nuevamente la superficie dental de cada diente con polvo de piedra pómez y agua, y posteriormente, se prosiguió con la restauración dental siguiendo las instrucciones de los fabricantes. Cabe mencionar que previo a cada proceso restaurador, primero, se adaptó la matriz metálica sobre el diente, tomando en cuenta que su orificio coincidiera con la cavidad preparada, y también, que estuviera estable y adaptado.

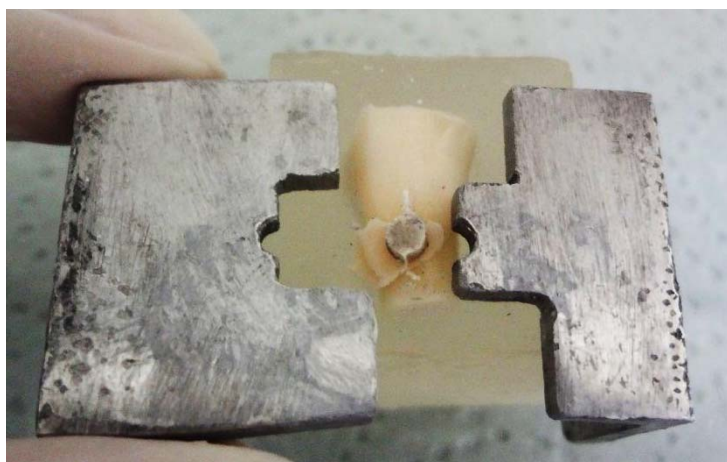
	<b>Grupo 1 y Grupo de Control</b>	<b>Grupo 2</b>	<b>Grupo 3</b>
<i>Material Restaurador</i>	Ionómero de Vidrio Convencional	Ionómero de Vidrio Modificado con Resina	Resina Fluida
<i>Nombre Comercial y Fabricante</i>	Ionofil Plus, Voco	Ionolux, Voco	Grandio Flow, Voco
<i>Presentación</i>	Polvo: 15 g, color A2  Líquido: 10 ml	Polvo: 12 gr, color A3  Líquido: 5 ml	Jeringa 2 g, color A2
<i>Composición</i>	Vidrio de fluoruro de silicato, ácido poliacrílico, parabenos, éster PHB.	Ácido poliacrílico, silicato de vidrio de fluor, aminos, BHT y metacrilatos.	80% de relleno inorgánico, metacrilatos (Bis-GMA, TEGDMA, HEDMA).

*Tabla No. 2.- Descripción de los materiales restauradores utilizados en los grupos experimentales.*

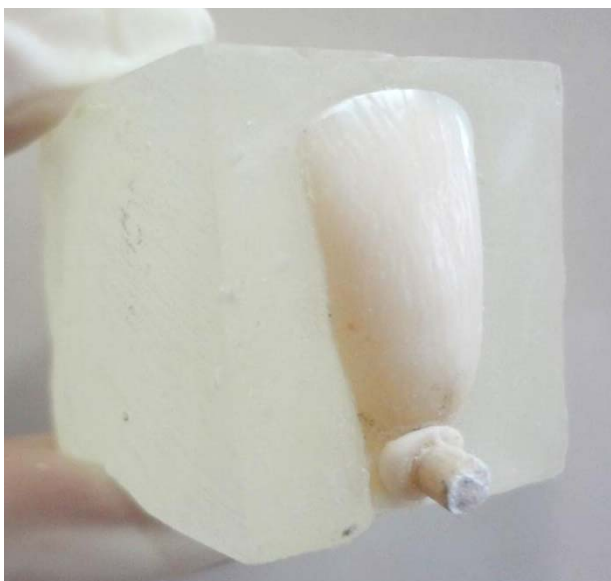
### 3.4.3.1 Grupo No. 1.

Este grupo se restauró con el ionómero de vidrio convencional (Ionofil Plus, Voco). Primero, se realizó el pre tratamiento de las cavidades, en donde se aplicó ácido poliacrílico con un microbrush durante 10 segundos; se lavó durante 20 segundos y se secó con aire hasta dejar una superficie ligeramente húmeda (Hidalgo & Méndez, 2008). Después, se adaptó la matriz metálica para iniciar la restauración.

En un procedimiento aparte se mezcló el polvo y el líquido sobre un block de papel, en una proporción 1:1 durante 20 segundos. Inmediatamente, el material se insertó en un solo bloque con la ayuda de la matriz y un gutaperchero, en un tiempo de trabajo de 1 minuto apróx. Terminado su tiempo de fraguado de 5 minutos, la matriz se separó en sus dos partes, dando lugar a la formación de una barra de ionómero de 3 mm de longitud aproximadamente, y se colocó una pequeña cantidad de material alrededor de su base para brindarle protección (Véanse las fotografías No. 23 y 24). Finalmente, las restauraciones se cubrieron con PermaSeal (Ultradent) para protegerlo contra la humedad y la desecación (Véase la fotografía No. 25) (Attin et al., 1996).



*Fotografía No. 23.- Separación de la matriz metálica, como resultado se obtiene la formación de una barra de IVC de 3 mm de longitud, aproximadamente.*



*Fotografía No. 24.- Diente de bovino restaurado con IVC. Se observa una barra de IVC de 3 mm de longitud y a su alrededor una porción de material protector.*



*Fotografía No. 25.- Se observa Grupo de estudio No. 1 restaurado con IVC.*

### 3.4.3.2 Grupo No. 2.

Los dientes de este grupo se restauraron con el ionómero de vidrio modificado con resina (Ionolux, Voco). En este grupo no se aplicó el pre tratamiento de las cavidades, ya que las indicaciones del fabricante mencionaban que las superficies dentales se debían restaurar sin previo acondicionamiento. De esta manera, se posicionó la matriz metálica sobre la superficie del diente para iniciar su restauración.

Aparte se preparó el ionómero resinoso sobre un block de papel, en una proporción 1:2 de polvo y líquido, respectivamente, y mezcló en un tiempo menor a 30 segundos hasta obtener una consistencia adecuada. Luego, con la ayuda de un gutaperchero, el material se insertó en capas de 2 mm cada una y se fotopolimerizó con una lámpara de luz halógena durante 20 segundos cada capa (Véase la fotografía No. 26). Después, se separó la matriz y se verificó la formación de la barra de ionómero resinoso y, adicionalmente, se colocó una pequeña cantidad de ionómero alrededor de la barra formada y se fotopolimerizó por 20 segundos (Véase la fotografía No. 27).



*Fotografía No. 26.- Colocación de IVMR por el agujero de la matriz metálica, utilizando un gutaperchero metálico.*



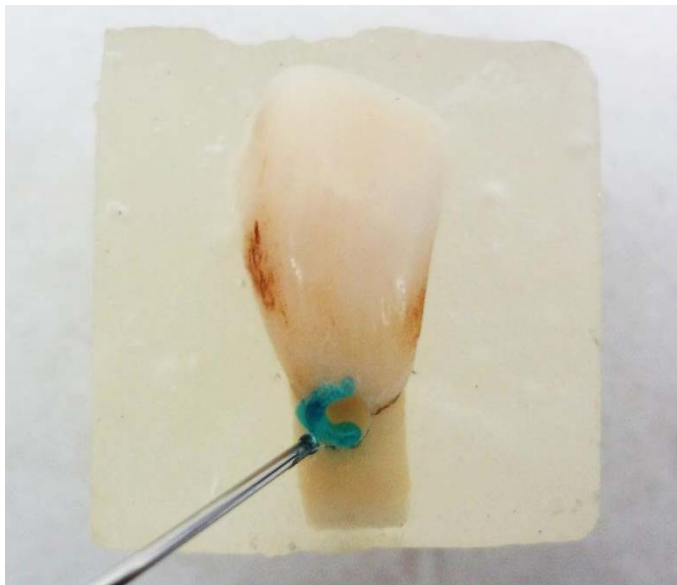
*Fotografía No. 27.- Grupo de estudio No. 2 restaurado con IVMR.*

### **3.4.3.3 Grupo No. 3.**

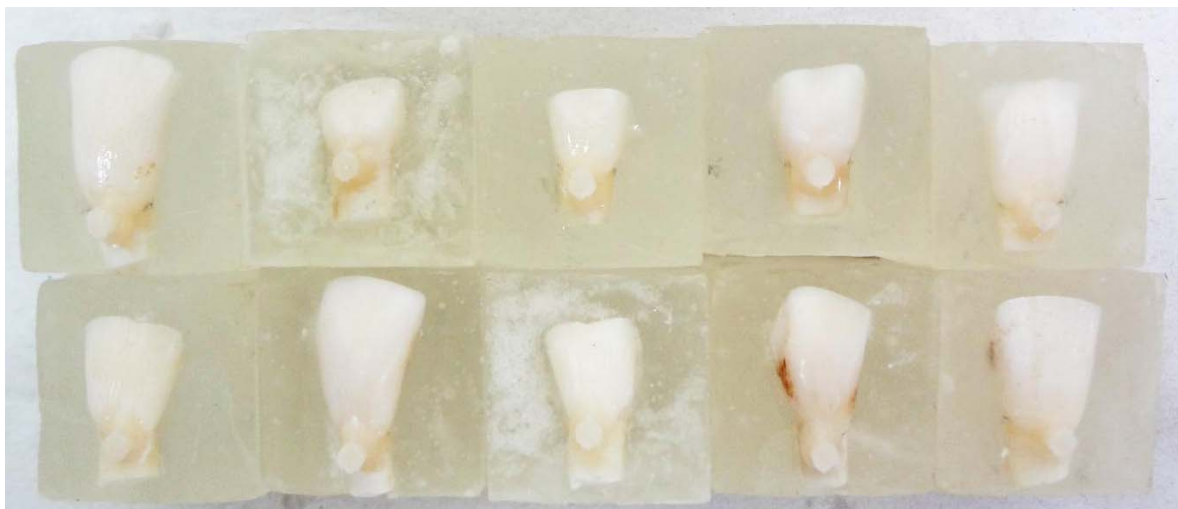
Este grupo de dientes se restauraron con resina fluida (Grandio Flow, Voco). Para empezar, se aplicó la técnica de grabado total, en donde la cavidad se grabó con ácido fosfórico al 35% (Vococid, Voco) durante 30 segundos en esmalte y 15 segundos en dentina; se lavó por 30 segundos y se secó con aire hasta dejar una superficie ligeramente húmeda (Véase la fotografía No. 28). Luego, se aplicó una capa de agente adhesivo (Solobond M, Voco) utilizando un microbrush, se dejó actuar por 30 segundos y se fotopolimerizó por 20 segundos.

Nuevamente, se adaptó la matriz metálica sobre la superficie de los dientes para restaurarlos. Posteriormente, se colocó la resina fluida en capas de 2 mm y se fotopolimerizó utilizando una lámpara de luz halógena durante 20 segundos cada una. Finalmente, se removieron ambas partes de la matriz, se verificó la formación de la barra de resina, y adicionalmente, se colocó una pequeña cantidad de resina alrededor de la barra formada.





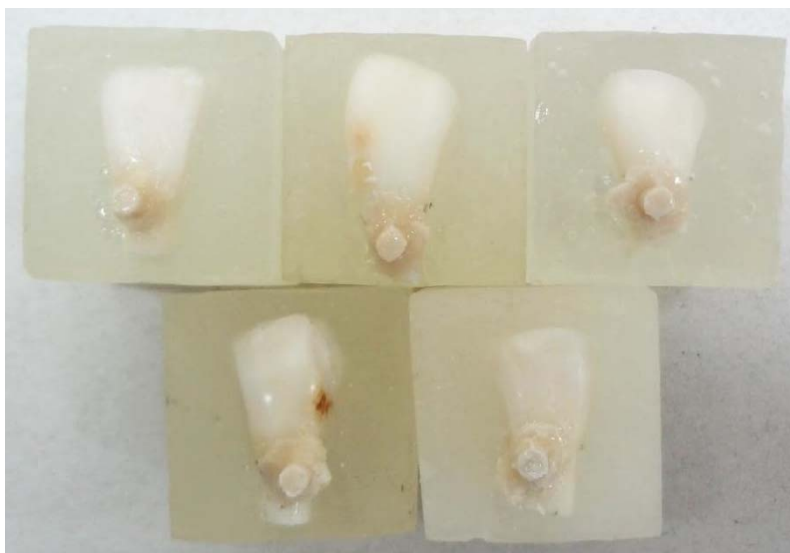
*Fotografía No. 28.- Colocación de ácido fosfórico 35% en esmalte de la muestra.*



*Fotografía No. 29.- Grupo de estudio No. 3 restaurado con resina fluida.*

#### **3.4.3.4 Grupo Control.**

Los dientes del grupo de control se restauraron con ionómero de vidrio convencional (Ionofil Plus, Voco). Para ello, se siguieron los mismos procedimientos realizados en el grupo de estudio No. 1, pero con la diferencia que no se aplicó el pre tratamiento con ácido poliacrílico a los dientes (Véase la fotografía No. 30).



*Fotografía No. 30.- Grupo de control restaurado con IVC sin pre tratamiento de las cavidades.*

Es importante mencionar que las barras de material de 3 mm de longitud se realizaron con el objetivo de que sobre ellas se ejercieran las fuerzas de cizallamiento, y de esta manera, se determinó la resistencia adhesiva de cada material restaurador en los especímenes dentales; este procedimiento se describirá más detalladamente en el siguiente paso.

Finalmente, luego de restaurar los cuatro grupos dentales, se almacenaron en tres diferentes recolectores de muestras con suero fisiológico, se colocaron dentro de una refrigeradora a 4 °C, y permanecieron allí durante las 24 horas previas a las pruebas de cizallamiento (Véase la tabla No. 3).

	<b>Grupo 1</b>	<b>Grupo 2</b>	<b>Grupo 3</b>	<b>Grupo de Control</b>
<i>Material Restaurador</i>	Ionómero de Vidrio Convencional	Ionómero de Vidrio Modificado con Resina	Resina Fluida	Ionómero de Vidrio Convencional
<i>Protocolo de Aplicación</i>	Limpieza dental con polvo de piedra pómez + Ácido Poliacrílico + Adaptación de matriz metálica + IVC + Colocación de ionómero adicional. + Barniz + Almacenamiento en suero fisiológico estéril a 4 °C.	Limpieza dental con polvo de piedra pómez + Primer + Adaptación de matriz metálica + IVMR + Colocación de ionómero adicional. + Almacenamiento en suero fisiológico estéril a 4 °C.	Limpieza dental con polvo de piedra pómez + Ácido fosfórico 35% + Adhesivo + Adaptación de matriz metálica + Resina Fluida + Colocación de resina adicional. + Almacenamiento en suero fisiológico estéril a 4 °C.	Limpieza dental con polvo de piedra pómez + Adaptación de matriz metálica + IVC + Colocación de ionómero adicional. + Barniz + Almacenamiento en suero fisiológico estéril a 4 °C.

Tabla No. 3.- Resumen de los métodos restaurativos de los cuatro grupos experimentales.

### 3.4.4 Aplicación de las Pruebas de Cizallamiento en las Muestras.

Las pruebas se llevaron a cabo en el Laboratorio de Mecánica de Materiales de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, por medio de la Máquina de Ensayos Universales, encargada de ejecutar las fuerzas de cizallamiento sobre los especímenes dentales (Véase la fotografía No. 31). Las pruebas se realizaron siguiendo el orden de los grupos de estudio, desde el Grupo No. 1 hasta el Grupo de control.



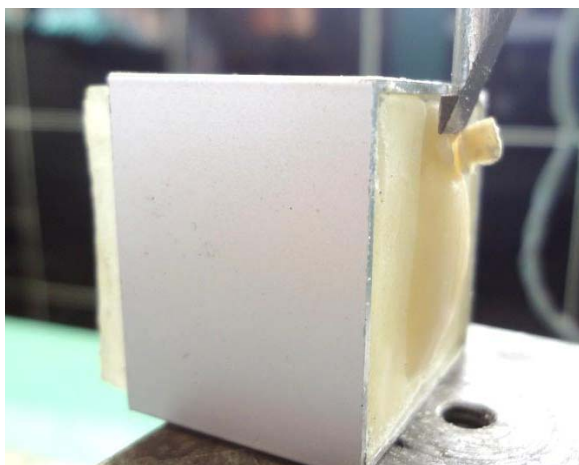
*Fotografía No. 31.- Máquina de Ensayos Universales, modelo T 5002 (MTS), encargada de ejercer fuerzas de cizallamiento sobre las muestras.*

Para comenzar, cada muestra fue colocada dentro de un dispositivo metálico cuadrado de 3 cm x 3 cm, tomando en cuenta que la superficie vestibular del diente se orientara hacia el exterior del mismo. Después, este dispositivo fue colocado sobre la platina de la Máquina de Ensayos Universales y se aseguró su estabilidad a través del enrosque de tornillos (Véase la fotografía No. 32).



*Fotografía No. 32.- Acercamiento de la Máquina de Ensayos Universales. Se observa dispositivo metálico cuadrado para sujetar la muestra y la barra metálica, encargada de ejercer las fuerzas de cizallamiento a una velocidad de 0,5 a 0,8 mm/min.*

Posteriormente, se adaptó la celda de carga, propia de la máquina utilizada, sobre la unión entre el material restaurador y el diente (Véase la fotografía No. 33). Una vez iniciada la máquina, la celda de carga ejerció una fuerza de cizallamiento a una velocidad entre 0,5 a 0,8 mm por minuto hasta que la restauración se desprendiera de la estructura dental. Finalmente, se registró el valor de la fuerza de cizallamiento utilizando el indicador de fuerza y torsión (Quantrol, Dillon), y posteriormente, se obtuvo la resistencia adhesiva de cada muestra a través de la aplicación de fórmulas matemáticas. Véase la tabla No. 4 para un resumen del protocolo de las pruebas de cizallamiento.



*Fotografía No. 33.- Colocación de la barra metálica entre la base de la restauración y la superficie del diente, previo a la acción de las fuerzas de cizallamiento.*

Los ensayos fueron realizados con la guía y asesoramiento del Ingeniero Francisco Navas, encargado del Laboratorio de Mecánica de Materiales de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, quien a la vez certificó los procedimientos realizados y entregó un informe técnico con los resultados obtenidos (Véanse los anexos No. 1 y 2).

<b>Protocolo de las Pruebas de Cizallamiento</b>	<i>Orden en que se realizaron las pruebas:</i>
	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Grupo 1</li> <li>2. Grupo 2</li> <li>3. Grupo 3</li> <li>4. Grupo de Control</li> </ol>
	<i>Protocolo:</i>
	Colocación de la muestra en la Máquina de Ensayos Universales (MTS). + Adaptación de la celda de carga sobre la base de la restauración dental. + Ejecución de la fuerza de cizallamiento con velocidad entre 0,5 – 0,8 mm/ min. + Registro de valores obtenidos utilizando el Indicador de Fuerza y Torsión.

*Tabla No. 4.- Orden y procedimientos realizados durante las pruebas de cizallamiento con la Máquina de Ensayos Universales, en el Laboratorio de Mecánica de Materiales de la Universidad de las Fuerzas Armadas, ESPE.*

### **3.5 Análisis Estadístico**

Los datos obtenidos en la fase experimental fueron tabulados y aplicados fórmulas matemáticas en el programa de computación Microsoft Excel 2010. Asimismo, fueron procesados mediante la prueba estadística ANOVA y de Tukey, de los cuales se crearon las tablas y gráficos que se demuestran a continuación en el capítulo de resultados.

## 4 RESULTADOS

Una vez terminado el ensayo, se registraron los valores de las fuerzas de cizallamiento de cada grupo experimental, y de igual manera, se aplicaron fórmulas matemáticas para obtener su resistencia adhesiva. Las fórmulas empleadas se describen a continuación en el gráfico No. 4:

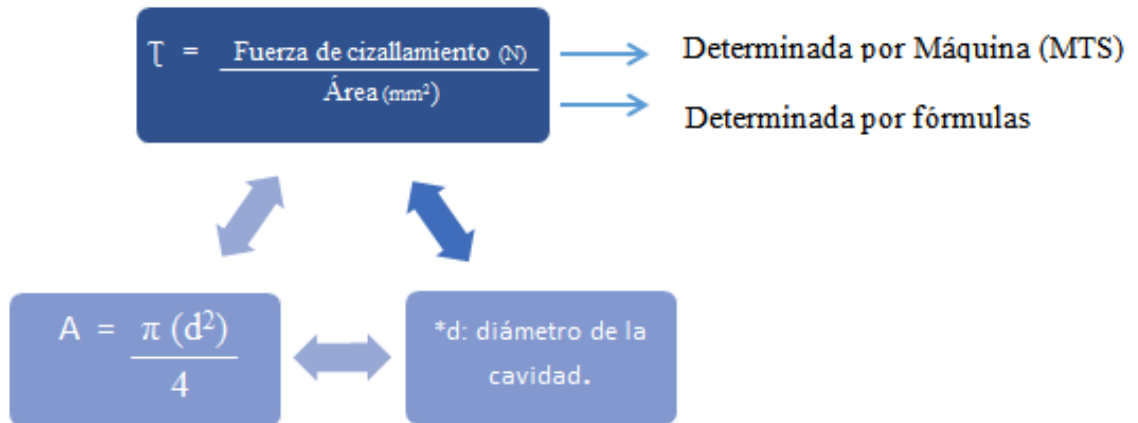


Gráfico No. 4.- *Fórmula de la resistencia cortante ( $\tau$ ) empleada en los cálculos matemáticos de este estudio.*

Para la obtención de la resistencia adhesiva, se utilizó la fuerza de cizallamiento de la muestra dividida para el área donde se ejerció dicha fuerza. Esta fórmula se aplicó a todos los grupos experimentales utilizando el programa de computación Microsoft Excel (véanse las tablas No. 5 y 6).



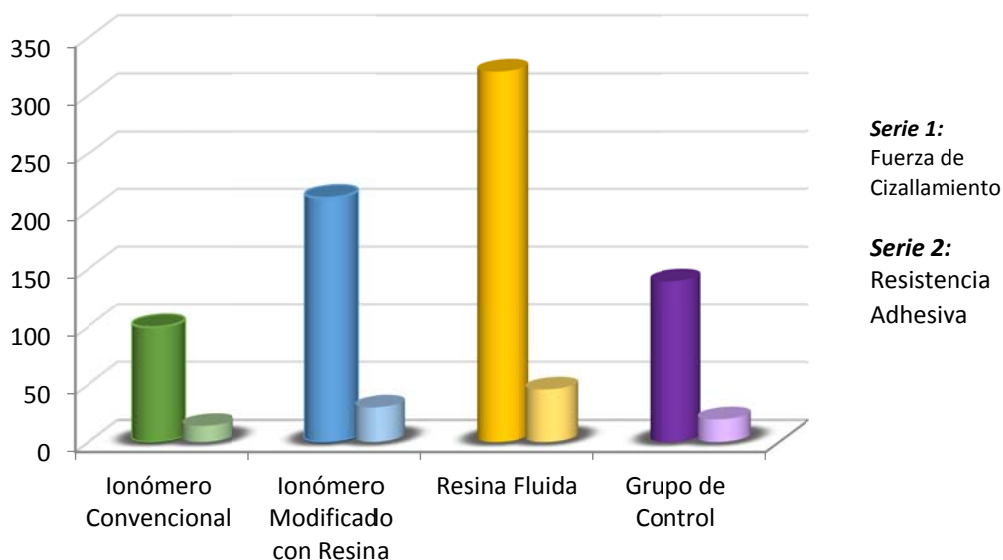
<b>Grupo No. 1.- Ionómero de Vidrio Convencional (Ionofil Plus, Voco)</b>			<b>Grupo No. 2.- Ionómero de Vidrio Modificado con Resina (Ionolux, Voco)</b>		
<b>Muestra</b>	<b>F (N)</b>	<b>Rm (MPa)</b>	<b>Muestra</b>	<b>F (N)</b>	<b>Rm (MPa)</b>
1	149	21,079	1	190	26,879
2	122	17,259	2	165	23,342
3	78	11,034	3	185	26,172
4	78	11,034	4	166	23,484
5	116	16,411	5	186	26,313
6	77	10,893	6	274	38,762
7	78	11,034	7	219	38,762
8	37	5,234	8	193	38,762
9	186	26,313	9	252	38,762
10	69	9,761	10	285	38,762
<b>Media</b>	<b>99</b>	<b>14,006</b>	<b>Media</b>	<b>211,5</b>	<b>29,921</b>

Tabla No. 5.- Fuerzas de cizallamiento (N), resistencias cortantes (MPa) y promedio de los grupos de estudio No. 1 y 2.

<b>Grupo No. 3.- Resina Fluida (Grandio Flow, Voco)</b>			<b>Grupo No. 4.- Grupo de Control (Ionofil Plus, Voco)</b>		
<b>Muestra</b>	<b>F (N)</b>	<b>Rm (MPa)</b>	<b>Muestra</b>	<b>F (N)</b>	<b>Rm (MPa)</b>
1	391	55,315	1	170	24,05
2	286	40,461	2	149	21,079
3	211	29,85	3	157	22,211
4	327	46,261	4	153	21,645
5	260	36,782	5	143	20,23
6	514	72,715	6	119	16,835
7	304	43,007	4	134	18,957
8	280	39,611	8	118	16,694
9	294	41,592	9	145	20,513
10	342	48,382	10	103	14,571
<b>Media</b>	<b>320,9</b>	<b>45,398</b>	<b>Media</b>	<b>139,1</b>	<b>19,679</b>

Tabla No. 6.- Fuerzas de cizallamiento (N), resistencias cortantes (MPa) y media de los grupos de estudio No. 3 y 4.

En las tablas No. 5 y 6, se pueden observar los valores de fuerza de cizallamiento (N), resistencia cortante o adhesiva (MPa) y la media que se obtuvieron en los grupos experimentales, luego de someterlos a pruebas de cizallamiento. Al comparar los promedios de cada grupo, se evidenció que el grupo No. 3, de la resina fluida (Grandio Flow, Voco), presentó los valores más altos frente a la fuerza de cizallamiento y resistencia adhesiva, mientras que el grupo No. 1, del ionómero de vidrio convencional (Ionofil Plus, Voco), obtuvo los valores más bajos (Véase el gráfico No. 5).



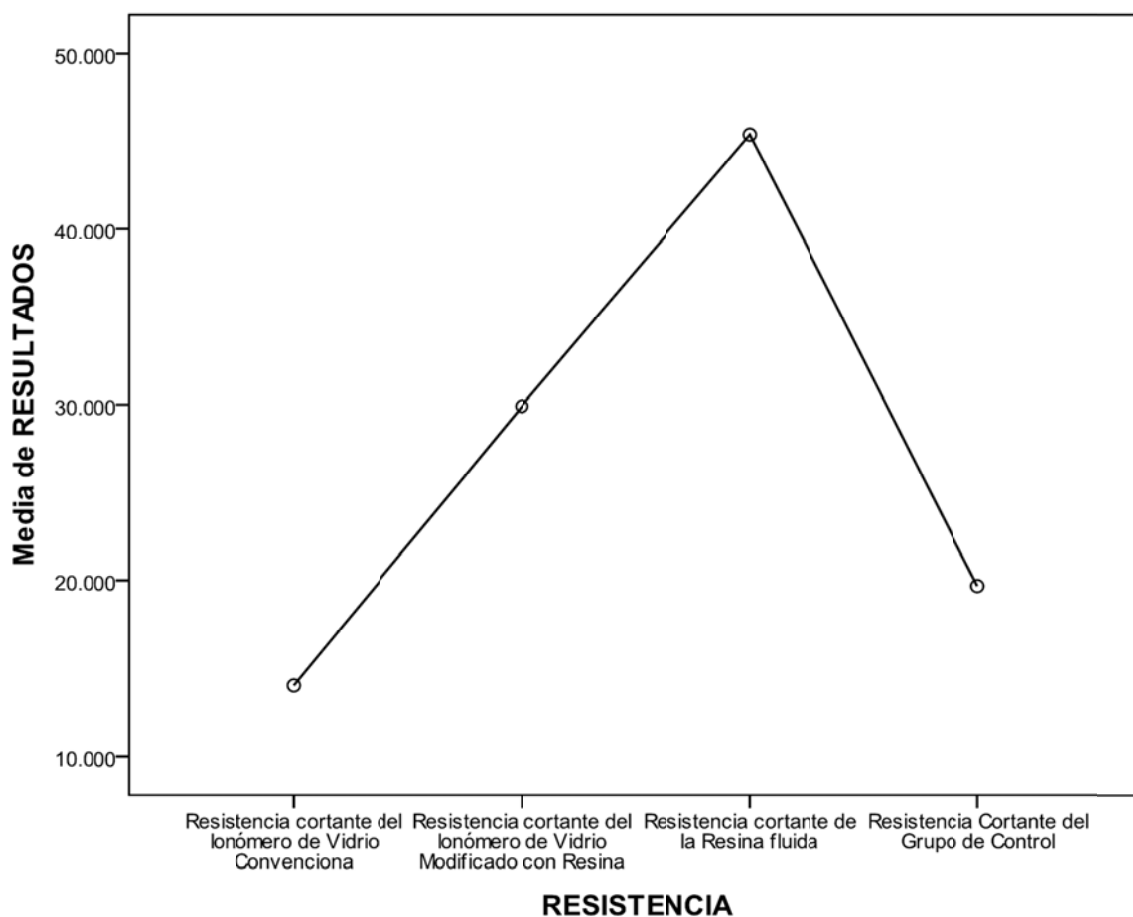
*Gráfico No. 5.- Representación gráfica de los promedios de Fuerza de Cizallamiento (N), Serie 1, y Resistencia Adhesiva (MPa), Serie 2, de los grupos experimentales.*

Posteriormente, se procedió a realizar el respectivo análisis estadístico utilizando el programa informático SPSS. A través de este programa, se calcularon las medias de las resistencias adhesivas, desviaciones estándar y los límites superior e inferior con un intervalo de confianza al 95% (Véase la tabla No. 7).

Grupos	N	Media	Desviación Estándar	Intervalo de confianza para la media al 95%	
				Límite Inferior	Límite Superior
1. Ionómero de Vidrio Convencional (Ionofil Plus, Voco)	10	<b>14.0056</b>	6.2272	9.5509	18.4603
2. Ionómero de Vidrio Modificado con Resina (Ionolux, Voco)	10	29.921	6.2194	25.4719	34.3702
3. Resina fluida (Grandio Flow, Voco)	10	<b>45.398</b>	11.777	36.9732	53.8228
4. Grupo de Control (Ionofil Plus, Voco)	10	19.6786	2.905	17.6005	21.7567
<b>Total</b>	<b>40</b>	<b>27.2508</b>	<b>14.0636</b>	<b>22.753</b>	<b>31.7486</b>

*Tabla No. 7.- Valores de la media (MPa) y desviación estándar de la resistencia adhesiva de los cuatro grupos experimentales, obtenidos a través del programa estadístico SPSS. Se observa que la Resina Fluida presenta la mayor media de resistencia adhesiva y el Ionómero de Vidrio Convencional, la menor.*

En esta tabla se puede observar que de todos los materiales restauradores, el grupo de la Resina Fluida (Grandio Flow, Voco) obtuvo los mayores valores de la media de la resistencia adhesiva, con un valor de 45.4 MPa y una desviación estándar de 11.777. En segundo lugar, se encontró el Ionómero de Vidrio Modificado con Resina (Ionolux, Voco) con un valor de media de 29.92 MPa y una desviación estándar de 6.219, en tercer lugar, se posicionó el grupo de control (Ionofil Plus, Voco; sin pre tratamiento) con un valor de media de 19.68 MPa y una desviación estándar de 2.905. En último lugar, se encontró el Ionómero de Vidrio Convencional (Ionofil Plus, Voco) con los valores de resistencia adhesiva más bajos, con un valor de media de 14.006 MPa y una desviación estándar de 6.227 (Véase el gráfico No. 6).



*Gráfico No. 6.- Representación de los valores de la media de la Resistencia Adhesiva (MPa) con respecto a los cuatro grupos experimentales. Se observa que el grupo de la resina fluida presenta el valor más alto.*

De igual manera, se verificó la presencia de diferencias estadísticamente significativas entre las resistencias adhesivas de los grupos experimentales utilizando las pruebas de ANOVA y de Tukey. La prueba de ANOVA demostró una significancia  $p$  de 0,000; esto quiere decir que, efectivamente, se aceptó la presencia de diferencias estadísticamente significativas entre los resultados de las cuatro resistencias adhesivas (Véase la Tabla No. 8).

Prueba de ANOVA					
	Suma de cuadrados	Grados de Libertad	Media Cuadrática	F	Significancia P
<i>Intergrupala</i>	5692.234	3	1897.411	33.792	<b>0.000</b>
<i>Intragrupala</i>	2021.377	36	56.149		
<b>Total</b>	<b>7713.611</b>	<b>39</b>			

Tabla No. 8.- Prueba de ANOVA aplicada a los valores de las medias de la resistencia adhesiva. Se demuestra que existe una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia adhesiva de los cuatro grupos.

Una vez demostrado esto, se realizó la prueba de comparación múltiple de Tukey con el fin de determinar qué grupos tuvieron diferencias estadísticamente significativas y qué grupos no las tuvieron (Véase la Tabla No. 9).

Prueba de Tukey						
(I) RESISTENCIA ADHESIVA	(J) RESISTENCIA ADHESIVA	Diferencia de medias (I-J)	Significancia de medias, p	Intervalo de Confianza al 95%		
				Límite Inferior	Límite Superior	
<i>Ionómero de Vidrio Convencional (Ionofil Plus, Voco)</i>	a) IVMR	-15.915457*	<b>.000</b>	-24.94073	-6.89018	
	b) Resina fluida	-31.392355*	<b>.000</b>	-40.41763	-22.36708	
	c) Grupo de Control	-5.672976	.342	-14.69825	3.35230	
<i>Ionómero de Vidrio Modificado con Resina (Ionolux, Voco)</i>	a) IVC	15.915457*	<b>.000</b>	6.89018	24.94073	
	b) Resina fluida	-15.476898*	<b>.000</b>	-24.50217	-6.45162	
	c) Grupo de Control	10.242481	<b>.021</b>	1.21721	19.26775	
<i>Resina fluida (Grandio Flow, Voco)</i>	a) IVC	31.392355*	<b>.000</b>	22.36708	40.41763	
	b) IVMR	15.476898*	<b>.000</b>	6.45162	24.50217	
	c) Grupo de Control	25.719379*	<b>.000</b>	16.69411	34.74465	
<i>Grupo de Control (Ionofil Plus, Voco)</i>	a) IVC	5.672976	.342	-3.35230	14.69825	
	b) IVMR	-10.242481*	<b>.021</b>	-19.26775	-1.21721	
	c) Resina fluida	-25.719379*	<b>.000</b>	-34.74465	-16.69411	

\*p<0.05: No existen diferencias estadísticamente significativas.

Tabla No. 9.- Prueba de Tukey aplicada a los valores de las medias de las resistencias adhesivas. Se observa que existe una diferencia estadísticamente significativa únicamente entre los grupos señalados con rojo.

Como se puede observar en la Tabla No. 9, la prueba de Tukey demostró una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos señalados con rojo. Por ejemplo, la media de resistencia adhesiva de la resina fluida presentó una alta diferencia estadística significativa con todos los grupos experimentales, al igual que el IVMR ( $p < 0.05$ ). Por el contrario, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de control y el ionómero de vidrio convencional ( $p > 0.05$ ).

## 5 DISCUSIÓN

Los dientes de bovino han sido utilizados en varios experimentos *in vitro* con el fin de investigar el comportamiento de materiales restauradores en la estructura dental. Se ha estudiado que los resultados obtenidos en dientes de humanos, por lo general, apoyan los resultados conseguidos en dientes de bovino (Pazmiño, 2014). Esto se debe a que los dientes de bovino guardan características macroscópicas y microscópicas muy similares con la dentición humana, especialmente, en su morfología e histología (Posada et al., 2006). De esta manera, estos se constituyen candidatos apropiados para la investigación de diferentes materiales dentales.

Varios autores apoyan el uso de los ionómeros vítreos convencionales para la restauración de lesiones de quinta clase. Entre sus óptimas características, Köprülü, Gürkan y Önen (1995) y Özgünaltay y Önen (2002), destacan su capacidad para liberar iones fluoruros a través del tiempo, buena estabilidad dimensional y similar coeficiente de expansión térmica con los dientes. En su estudio Varghese y Kalra (2012) concluyeron que el IVC se constituía el mejor material para restaurar lesiones cervicales no cariosas, debido a su capacidad de unión mecánica a la dentina esclerótica y su habilidad de soportar mejor la flexión cervical que los composites. De igual manera, autores como Luguercio et al. (2003) y Özgünaltay y Önen (2002), apoyan el satisfactorio desempeño clínico de este material, al indicar que el IVC posee una unión química fuerte y de larga duración con el esmalte y la dentina.

Pese a las buenas características que presenta el ionómero convencional, existen autores que encuentran más desventajas en su indicación para lesiones cervicales. Xie et al. (2008), relacionan estos materiales con una fuerza mecánica baja y una técnica de aplicación susceptible a la contaminación por humedad, lo que a la larga dará origen a la

microfiltración, pérdida de retención dental y aparición de caries secundarias. De igual manera, El-Negoly et al. (2014), indican que su baja resistencia a la flexión es una de sus limitaciones como material restaurador, ya que la porción cervical de los dientes está constantemente sometida a recibir fuerzas flexurales causadas por el estrés oclusal; por lo tanto, estos materiales son más susceptibles a fracturarse y caerse (Loguercio et al., 2003).

De hecho, Andersson-Wenckert y Sunnegårdh-Grönberg (2006), indican que el IVC posee la más baja resistencia a la flexión entre el ionómero resinoso y la resina compuesta, y Attin et al. (1996), mencionan que la resina compuesta presenta la mayor resistencia a la flexión. Finalmente, Wang et al. (2006), indican que su mecanismo de unión químico es débil y que generan bajas fuerzas adhesivas en la dentina, y también, Davidović et al. (2013), describen que su capacidad de adhesión a la estructura dental es inferior al IVMR.

Por otro lado, existen autores que califican al ionómero modificado con resina como un material óptimo para la restauración de lesiones cervicales. Reddy et al. (2013), resaltan una mejor estética, tiempo de fraguado y mejores propiedades físicas y mecánicas que el IVC. Autores como Wang et al (2006), Rekha y Varma (2012) y Loguerico et al. (2003), indican que estos materiales presentan fuerzas de adhesión más elevadas que el IVC, primero, por la presencia de resina en su composición, y segundo, porque no sólo presentan una adhesión química, sino también un óptimo trabamiento mecánico al atravesar el smear layer y penetrar los túbulos dentinarios. También, Özgünaltay & Önen (2002) destacan que existen casos clínicos en donde se ha demostrado que las restauraciones cervicales con IVMRF poseen un promedio de retención cerca del 100%.

Asimismo, Heintze y Cavalleri (2006), destacan positivamente que el porcentaje de retención del IVMR es incluso mayor que las resinas compuestas; según los autores, estudios clínicos demostraron que los ionómeros poseían una pérdida de retención anual



del 1,9%, mientras que el de las resinas compuestas variaban entre el 4,7 al 4,8%.

Igualmente, en un estudio realizado por Loguercio et al. (2003) se demostró que la resina compuesta presentó una menor tasa de retención y mayores discrepancias marginales frente al IVMR.

A pesar de sus buenas características, existen otros autores que describen ciertas desventajas en los IVMR. Wang et al. (2006) y Barrancos (2006), indican que la contracción por polimerización de los ionómeros resinosos constituye una de sus más notorias desventajas frente a los IVC, ya que puede dar origen a la formación de brechas, microfiltración, sensibilidad y formación de caries secundarias. Asimismo, Besnault et al. (2004), mencionaron que la falta de acondicionamiento del sustrato dental, se relaciona con fuerzas de unión muy bajas entre el IVMR y la dentina, incluso más que las resinas y el ionómero convencional. También, Jyothi et al. (2011) junto con Andersson-Wenckert y Sunnegårdh-Grönberg (2006), describen que estos materiales poseen una resistencia a la flexión significativamente menor a las resinas compuestas, y son susceptibles a quebrarse y agrietarse en el margen cervical.

Por otra parte, existen autores que apoyan el uso de resinas compuestas como el mejor material para las restauraciones clase V. Loguercio et al. (2005), se presentan a favor del uso de resinas fluidas, ya que tienen la capacidad de flexionarse con el diente, en lugar de despegarse, cuando éste es sometido a fuerzas de flexión cervical. El mismo autor indica que esto se produce gracias al bajo módulo elástico de las resinas fluidas, lo cual contribuye ventajosamente a generar un menor estrés por la contracción por polimerización y a preservar la integridad marginal de las restauraciones cervicales. En apoyo a su uso, Xie et al. (2008), mencionan que las resinas fluidas poseen una fuerza de unión dentinaria y sellado marginal más elevados que el ionómero de vidrio convencional; sin embargo, el

autor menciona que ni la resina ni el ionómero lograron eliminar la microfilarción de las restauraciones.

Besnault et al. (2004), también sostuvieron que las resinas compuestas mantenían fuerzas de unión más elevadas a la dentina que los ionómeros resinosos, debido a la baja fuerza cohesiva de estos últimos. Igualmente, luego de realizar un estudio de 13 años, Peumans et al. (2012), corroboran el uso de resinas al exponer que los sistemas adhesivos de autograbado en 2 pasos y el de grabado ácido en 3 pasos obtuvieron un desempeño clínico más elevado en las restauraciones cervicales que los ionómeros de vidrio.

Por el contrario, existen autores que asocian desventajas al uso de resinas para lesiones de quinta clase. En su estudio, Peumans et al. (2012), reportaron la vulnerabilidad de la capa híbrida a la degradación por: la sorción acuosa y el proceso de degradación enzimática; lo que estaría asociado a la aparición de defectos marginales y decoloraciones. De igual manera, Varghese y Kalra (2012), reportaron una menor retención de las resinas a nivel cervical comparado con el IVC, debido a que la formación de la capa híbrida es inferior en la dentina esclerótica que en la dentina intacta.

Los resultados obtenidos en el presente estudio demostraron que la resina fluida (Grandio Flow, Voco) es el mejor material restaurador para las lesiones no cariosas de quinta clase. Este material adquirió los valores de resistencia adhesiva más elevados de todos los grupos, los cuales tuvieron un valor medio de 45,4 MPa y una desviación estándar de 11.777. Este resultado es apoyado por el estudio de resistencia adhesiva mencionado por Roberson et al. (2007), quien indicó que la resina posee una fuerza de unión de 20-50 MPa en esmalte y de 13-80 MPa en dentina. Por otro lado, los resultados de este estudio duplicaron los valores mencionados por Anusavice (2004), quien señaló que la resina posee una fuerza de adhesión entre 15 y 25 MPa en la estructura dental.

Los altos resultados del grupo de la resina fluida confirmaron la eficiente capacidad retentiva que tiene en la región cervical. Esto es el resultado de su facilidad para formar microdigitaciones de resina dentro de la estructura del esmalte, como también de la formación de la capa híbrida (gracias a su agente adhesivo), que permite la infiltración y formación de microdigitaciones de resina en la superficie dentinaria (Roberson et al., 2007). De esta manera, el presente estudio demostró que la fuerza de retención de la resina fluida es altamente superior al del IVC y el IVMR.

Siguiendo a la resina fluida, se ubicó el grupo No. 2, del Ionómero de Vidrio Modificado con Resina (Ionolux, Voco), con el segundo mejor valor de resistencia adhesiva, con un valor medio de 29.92 MPa y una desviación estándar de 6.219. Este valor duplicó el resultado obtenido por Lenzi et al. (2013), quien en un estudio muy similar reportó un valor medio de resistencia adhesiva de 13.57 +/- 1.3 MPa, luego de aplicar fuerzas de cizallamiento.

Se puede evidenciar que los resultados de la resistencia adhesiva del IVMR fueron muy superiores a los del IVC, lo cual confirma que la adición del componente resinoso al ionómero de vidrio, incrementa eficientemente su resistencia adhesiva hacia la estructura dental (Jyothi et al., 2011; Rekha & Varma, 2012). Sin embargo, pese a que posee resina en su estructura, no logra superar la resistencia adhesiva de las resinas. Esto se debe porque los ionómeros resinosos no forman microdigitaciones de resina en la estructura dental como las resinas compuestas (El-Askary et al., 2008). Incluso algunos autores mencionan que la resistencia adhesiva del IVMR se afecta en presencia del barrillo dentinario, ya que éste interviene en la cohesión del material, provocando la contracción por polimerización (Khoroushi et al., 2012).

En último lugar, se ubicó el ionómero de vidrio convencional (Ionofil Plus, Voco) con un valor medio de resistencia adhesiva de 14 MPa y una desviación estándar de 6.227. Este valor superó los valores mencionados por los autores Davidović et al. (2013), quienes indican que la fuerza de retención del IVC se encuentra entre 2.6 a 9.6 MPa en esmalte y entre 1.1 y 4.5 MPa en dentina. También, superaron los valores registrados por Henostroza et al. (2010), quienes señalan que los ionómeros convencionales poseen una fuerza de unión al diente menor a 10 MPa. No obstante, el análisis de Tukey demostró que no hubo una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia adhesiva de ambos grupos ( $p>0.05$ ).

Por otro lado, los resultados de este estudio demostraron que la resina fluida demandó la mayor cantidad de fuerza de cizallamiento (320,9 N) para desprender el material restaurador de la estructura dental. A este material le siguió en orden descendente: el IVMR, el grupo de control y el IVC, con una demanda de fuerza de: 211.5 N, 139.1 N y 99 N, respectivamente. Este orden descendente es igual al obtenido con la resistencia adhesiva, por tanto, se puede deducir que la fuerza de cizallamiento de un material guarda una relación directa con su resistencia adhesiva. Es decir, entre mayor sea la fuerza de cizallamiento de un material, mayor será su resistencia adhesiva en la estructura dental, y viceversa.

Tras el análisis estadístico de los resultados obtenidos, se confirmó una diferencia estadísticamente significativa en los resultados de la resina fluida frente a los demás materiales, constituyéndose como el material con la mayor resistencia adhesiva en lesiones de quinta clase ( $p<0,05$ ). De igual manera, se encontró diferencias estadísticamente significativas entre el IVMR frente al IVC y el grupo de control ( $p<0,05$ ).

Sin embargo, no se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre el IVC y el grupo de control ( $p>0,05$ ).

Finalmente, los resultados obtenidos en el presente estudio permitieron cumplir los objetivos inicialmente planteados. De esta manera, se logró comparar los valores de resistencia adhesiva entre el ionómero de vidrio convencional, ionómero de vidrio modificado con resina fotopolimerizable y la resina fluida en dientes extraídos de bovino, al someterlos a pruebas de cizallamiento. Igualmente, se determinó que la resina fluida es el material restaurador que presenta la mayor resistencia adhesiva, y también, el que mejor resiste las fuerzas de cizallamiento en lesiones cervicales no cariosas, al utilizar la Máquina de Ensayos Universales (MTS). Asimismo, se logró medir el nivel de resistencia adhesiva de cada material en función de su máxima carga vertical soportada, en donde se determinó que ambas fuerzas guardaban una relación directamente proporcional.

Por último, el presente estudio declinó su hipótesis inicial, en la cual se proponía que la resistencia adhesiva del ionómero de vidrio modificado con resina fotopolimerizable sería más efectiva que la de una resina fluida y la de un ionómero de vidrio convencional, en restauraciones de lesiones cervicales no cariosas frente a la aplicación de fuerzas de cizallamiento.

## 6 CONCLUSIONES

Tras haber analizado, comparado y evaluado los resultados obtenidos en el presente estudio *in vitro*, se puede concluir que:

- 1) La resina fluida es el material restaurador que presenta la mayor resistencia adhesiva en lesiones cervicales no cariosas, lo cual se demuestra al poseer una diferencia estadísticamente significativa frente a los demás materiales ( $p < 0,05$ ).
- 2) La resina fluida es el material restaurador que mejor resiste las fuerzas de cizallamiento en las lesiones cervicales no cariosas, tras utilizar la Máquina de Ensayos Universales.
- 3) La resistencia adhesiva de un material restaurador guarda una relación directamente proporcional con el incremento o disminución de su fuerza de cizallamiento.
- 4) El ionómero de vidrio convencional obtuvo un valor medio de resistencia adhesiva de 14 MPa, el ionómero de vidrio modificado con resina un valor medio de 29,9 MPa y la resina fluida un valor medio de 45,4 MPa, en lesiones cervicales no cariosas de dientes extraídos de bovino, al someterlos a pruebas de cizallamiento con la Máquina de Ensayos Universales.

## 7 RECOMENDACIONES

Uno de los propósitos del presente estudio fue enriquecer el trabajo clínico del odontólogo para que puedan brindar tratamientos de restauración cervical exitosos y de buen pronóstico a los pacientes. Es por eso que, tras haber concluido esta investigación, se recomienda el uso de la resina fluida para la restauración de lesiones cervicales no cariosas, por proveer una excelente resistencia adhesiva en la estructura dental y, de esta manera, reducir riesgos de dislocación, microfiltración, pérdida, fractura y fracaso de las restauraciones de quinta clase. Sin embargo, deberá tomarse en cuenta que al ser una investigación *in vitro*, obligatoriamente abre las puertas a futuras investigaciones *in vivo*, para determinar el grado de sensibilidad postoperatoria que pueda presentarse o no con la utilización de este material restaurador.

Finalmente, nuevos estudios podrían complementar los resultados de este estudio, al investigar la relación que existe entre la resistencia adhesiva y el tiempo que tarda en desprenderse una restauración de ionómero convencional, ionómero resinoso fotopolimerizable y la resina fluida, en la zona cervical de los dientes cuando se aplican fuerzas de cizallamiento. De igual forma, se podrían estudiar la resistencia adhesiva de otros materiales restauradores, como el ionómero resinoso de auto polimerización y el compómero, con el fin de encontrar materiales adicionales que brinden una retención eficiente en lesiones cervicales no cariosas, pero también una ausencia de efectos no deseados como es la sensibilidad postoperatoria.

## 8 BIBLIOGRAFÍA

- Andersson-Wenckert, I., & Sunnegårdh-Grönberg, K. (2006). Flowable resin composite as a class II restorative in primary molars: A two-year clinical evaluation. *Acta Odontologica Scandinavica*, 64(6), 334-340. doi:10.1080/00016350600788245 [EBSCO]
- Anusavice, K. (2004). *Phillips. Ciencia de los Materiales Dentales*. Barcelona: ELSEVIER.
- Armstrong, S. R., Vargas, M. A., Qian, F., & Laffoon, J. E. (2003). Microtensile Bond Strength of a Total-etch 3-step, Total-etch 2-step, Self-etch 2-step, and a Self-etch 1-step Dentin Bonding System Through 15-month Water Storage. *Journal Of Adhesive Dentistry*, 5(1), 47-56. [EBSCO]
- Arora, V., Kundabala, M. M., Parolia, A., Thomas, M. S., & Pai, V. (2010). Comparison of the shear bond strength of RMGIC to a resin composite using different adhesive systems: An in vitro study. *Journal Of Conservative Dentistry*, 13(2), 80-83. doi:10.4103/0972-0707.66716 [EBSCO]
- Arslan, S., Demirbuga, S., Ustun, Y., Nur Dincer, A., Can Canakci, B., & Orcun Zorba, Y. (2013). The effect of a new-generation flowable composite resin on microleakage in Class V composite restorations as an intermediate layer. *Journal Of Conservative Dentistry*, 16(3), 189-193. doi:10.4103/0972-0707.111311 [EBSCO]
- Attin, T., Vataschki, M., & Hellwig, E. (1996). Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence International*, 27(3), 203-209. [EBSCO]
- Bapna, M., & Mueller, H. (1994). Leaching from glass ionomer cements. *J Oral Rehabil*, 21. [EBSCO]
- Barrancos, J. & Barrancos, N. (2006). *Operatoria Dental. Integración Clínica*. Buenos Aires: Médica Panamericana.
- Besnault, C., Attal, J., Ruse, D., & Degrange, M. (2004). Self-etching Adhesives Improve the Shear Bond Strength of a Resin-modified Glass-ionomer Cement to Dentin. *Journal Of Adhesive Dentistry*, 6(1), 55-59 [EBSCO]
- Carrasco, M. E. (2011). Adhesion de ionomeros vítreos convencionales a distintos tipos de dentina. (Spanish). *Revista De La Facultad De Odontología. Universidad Nacional De Cuyo*, 5(1), 34-38.
- Chang, H. J., Wu, C. M., Chang, Y. C., Fanchiang, J. C., Shieh, D. B., & Wong, T. Y. (2009). Collagen Enhances Compatibility and Strength of Glass Ionomers. *Journal Of Dental Research*, 88(5), 449-454. [EBSCO]



- Chinelatti, M. A., Ramos, R. P., Chimello, D. T., & Palma-Dibb, R. G. (2004). Clinical performance of a resin-modified glass-ionomer and two polyacid-modified resin composites in cervical lesions restorations: 1-year follow-up. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 31(3), 251-257. [EBSCO]
- Das, U., Viswanath, D., & Azher, U. (2009). Clinical Evaluation of Resin Composite and Resin Modified Glass Ionomer in Class III Restorations of Primary Maxillary Incisors: A Comparative In Vivo Study. *International Journal Of Clinical Pediatric Dentistry*, 2(2), 13-19. [EBSCO]
- Davidović, L., Stojanović, N., Krunić, J., & Živković, S. (2013). Scanning Electron Microscopy Analysis of Adhesive Bond of Glass-ionomer Cement Restorations. *Serbian Dental Journal / Stomatološki Glasnik Srbije*, 60(2), 85-92. doi:10.2298/SGS1302085D [EBSCO]
- De Souza-Zaroni, W., Nhani, V., Ciccone-Nogueira, J., Chinelatti, M., Palma-Dibb, R., & Corona, S. (2006). Shear Bond Strength of Glass-ionomer Cements to Air-abraded Dentin. *Journal Of Adhesive Dentistry*, 8(4), 233-237. [EBSCO]
- El-Askary, F. S., Nassif, M. S., & Fawzy, A. S. (2008). Shear Bond Strength of Glass-ionomer Adhesive to Dentin: Effect of Smear Layer Thickness and Different Dentin Conditioners. *Journal Of Adhesive Dentistry*, 10(6), 471-479. [EBSCO]
- El-Negoly, S. A., El-Fallal, A. A., & El-Sherbiny, I. M. (2014). A New Modification for Improving Shear Bond Strength and Other Mechanical Properties of Conventional Glass-ionomer Restorative Materials. *Journal Of Adhesive Dentistry*, 16(1), 41-47. doi:10.3290/j.jad.a30541 [EBSCO]
- Ermiş, R. (2002). Two-year clinical evaluation of four polyacid-modified resin composites and a resin-modified glass-ionomer cement in Class V lesions. *Quintessence International*, 33(7), 542-548. [EBSCO]
- Garita, A. & Rodríguez, C. (2008). Comparación in vitro de la Fuerza de Retención en Endopostes de Fibra de Vidrio Prefabricados. Entre los cementos de resina autograble, cemento de resina convencional y cemento de ionómero de vidrio modificado con resina. *Revista IDental*. 1 (1): 25-35. Recuperado de <http://www.ulacit.ac.cr/files/documentosULACIT/IDental/volumen%201/iD103.pdf>
- Garcia de Oliveira, F., Silveira Machado, L., Passos Rocha, E., Sversut de Alexandre, R., Fraga Briso, A., Marçal Mazza Sundfeld, M., & Herman Sundfeld, R. (2012). Clinical Evaluation of a Composite Resin and Resin-Modified Glass-Ionomer Cement in Non-Carious Cervical Lesions: One-Year Results. *International Journal Of Clinical Dentistry*, 5(2), 155-166. [EBSCO]
- Geerts, S. O., Seidel, L., Albert, A. I., & Gueders, A. M. (2010). Microleakage after Thermocycling of Three Self-Etch Adhesives under Resin-Modified Glass-Ionomer Cement Restorations. *International Journal Of Dentistry*, 1-6. doi:10.1155/2010/728453 [EBSCO]

- Gupta, S., Gupta, J., Saraswathi, V., Ballal, V., & Acharya, S. (2012). Comparative evaluation of microleakage in Class V cavities using various glass ionomer cements: An in vitro study. *Journal Of Interdisciplinary Dentistry*, 2(3), 164-169. doi:10.4103/2229-5194.113245 [EBSCO]
- Hegde, M., Vyapaka, P. P., & Shetty, S. S. (2009). A comparative evaluation of microleakage of three different newer direct composite resins using a self etching primer in class V cavities: An in vitro study. *J Conserv Dent*, 12160-163. [EBSCO]
- Heintze, S. D., & Cavalleri, A. (2010). Retention Loss of Class V Restorations After Artificial Aging. *Journal Of Adhesive Dentistry*, 12(6), 443-449. doi:10.3290/j.jad.a18240 [EBSCO]
- Heintze, S. D., & Cavalleri, A. (2006). Retention of Restorations Placed in Noncarious Cervical Lesions after Centric and Eccentric Occlusal Loading in a Chewing Simulator -- A Pilot Study. *Journal Of Adhesive Dentistry*, 8(3), 169-174. [EBSCO]
- Henostroza, G. & et al. (2010). *Adhesión en odontología restauradora*. Madrid: Ripano S. A.
- Hidalgo, R. C. & Méndez, M. E. (2008). Ionómeros de vidrio convencionales como base en la técnica restauradora de sándwich cerrado: Su optimización mediante la técnica de acondicionamiento ácido simultáneo y selectivo. *Acta Odontológica Venezolana*. Recuperado de <http://www.actaodontologica.com/ediciones/2009/4/art17.asp>
- Hübel, S. S., & Mejare, I. I. (2003). Conventional versus resin-modified glass-ionomer cement for Class II restorations in primary molars. A 3-year clinical study. *International Journal Of Paediatric Dentistry*, 13(1), 2-8. doi:10.1046/j.1365-263X.2003.00416.x [EBSCO]
- Jyothi, K. N., Annapurna, S. S., Kumar, S., Venugopal, P. P., & Jayashankara, C. M. (2011). Clinical evaluation of giomer- and resin-modified glass ionomer cement in class V noncarious cervical lesions: An in vivo study. *Journal Of Conservative Dentistry*, 14(4), 409-413. doi:10.4103/0972-0707.87214 [EBSCO]
- Köprülü, H., Gürkan, S., & Önen, A. (1995). Marginal seal of a resin-modified glass-ionomer restorative material: An investigation of placement techniques. *Quintessence International*, 26(10), 729-732. [EBSCO]
- Khoroushi, M., Karvandi, T., Kamali, B., & Mazaheri, H. (2012). Marginal microleakage of resin-modified glass-ionomer and composite resin restorations: Effect of using etch-and-rinse and self-etch adhesives. *Indian Journal Of Dental Research*, 23(3), 378-383. doi:10.4103/0970-9290.102234 [EBSCO]
- Lenzi, T., Hesse, D., Guglielmi, C., Anacleto, K., & Prócida Raggio, D. (2013). Shear Bond Strength of Two Adhesive Materials to Eroded Enamel. *Journal Of Contemporary Dental Practice*, 14(4), 700-703. doi:10.5005/jp-journals-10024-1387 [EBSCO]
- Loguercio, A. D., Reis, A., Barbosa, A. N., & Roulet, J. (2003). Five-year Double-blind Randomized Clinical Evaluation of a Resin-modified Glass Ionomer and a

Polyacid-modified Resin in Noncarious Cervical Lesions. *Journal Of Adhesive Dentistry*, 5(4), 323-332. [EBSCO]

- Loguercio, A. D., Zago, C., Leal, K., Ribeiro, N., & Reis, A. (2005). One-year clinical evaluation of a flowable resin liner associated with a microhybrid resin in noncarious cervical lesions. *Clinical Oral Investigations*, 9(1), 18-20. doi:10.1007/s00784-004-0287-y [EBSCO]
- López, D. & Martín-Granizo, R. (2012). *Cirugía Oral y Maxilofacial*. Madrid: Editorial Médica: Panamericana.
- Macchi, R. L. (2007). *Materiales Dentales*. 1ra Ed. Buenos Aires: Médica Panamericana
- Majety, K., & Pujar, M. (2011). In vitro evaluation of microleakage of class II packable composite resin restorations using flowable composite and resin modified glass ionomers as intermediate layers. *Journal Of Conservative Dentistry*, 14(4), 414-417. doi:10.4103/0972-0707.87215 [EBSCO]
- Mickenausch, S. S., Mount, G. G., & Yengopal, V. V. (2011). Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. *Australian Dental Journal*, 56(1), 10-15. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01304.x [EBSCO]
- Nocchi, E. (2008). *Odontología Restauradora: salud y estética*. 2ª Ed. Buenos Aires: Médica Panamericana.
- Özgünaltay, G. & Önen, A. (2002). Three-year clinical evaluation of a resin modified glass-ionomer cement and a composite resin in non-carious class V lesions. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29, 1037-1041 [EBSCO]
- Pazmiño Ordoñez, M. J. (2014). *Evaluación de la eficacia del ascorbato de sodio en diferentes concentraciones y tiempos en tratamientos adhesivos sobre esmalte de dientes aclarados. Análisis in vitro mediante pruebas de cizallamiento*. (Tesis de postgrado). Universidad San Francisco de Quito, Quito, Ecuador.
- Perez, C. dos R., Gonzalez, M. R., Prado, N. A. S., de Miranda, M. S. F., Macêdo, M. de A., & Fernandes, B. M. P. (2012). Restoration of Noncarious Cervical Lesions: When, Why, and How. *International Journal of Dentistry*, 2012, 687058. doi:10.1155/2012/687058 [PubMed]
- Peumans, M., Munck, J., Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Meerbeek, B. (2012). A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-carious class-V lesions. *Clinical Oral Investigations*, 16(1), 129-137. doi:10.1007/s00784-010-0481-z [EBSCO]
- Posada M. C. & et al. (2006). Dientes de bovino como sustituto de dientes humanos para su uso en la odontología. Revisión de literatura. *Revista CES Odontología*, 19 (1), 63-68
- Qin, W., Song, Z., Ye, Y., & Lin, Z. (2013). Two-year clinical evaluation of composite resins in non-carious cervical lesions. *Clinical Oral Investigations*, 17(3), 799-804. doi:10.1007/s00784-012-0780-7 [EBSCO]

- Qvist, V. V., Laurberg, L. L., Poulsen, A. A., & Teglers, P. T. (2004). Class II restorations in primary teeth: 7-year study on three resin-modified glass ionomer cements and a compomer. *European Journal Of Oral Sciences*, 112(2), 188-196. doi:10.1111/j.1600-0722.2004.00117.x [EBSCO]
- Rao, K., Reddy, T., Yugandhar, G., Kumar, B., Reddy, S., & Babu, D. (2013). Comparison of Shear Bond Strength of Resin Reinforced Chemical Cure Glass Ionomer, Conventional Chemical Cure Glass Ionomer and Chemical Cure Composite Resin in Direct Bonding Systems: An in vitro Study. *Journal Of Contemporary Dental Practice*, 14(1), 21-25. doi:10.5005/jp-journals-10024-1263 [EBSCO]
- Ravi, R., Alla, R., Shammas, M., & Devarhubli, A. (2013). Dental Composites - A Versatile Restorative Material: An Overview. *Indian Journal Of Dental Sciences*, 5(5), 111-115. [EBSCO]
- Reddy, T., Yugandhar, G., Kumar, B., Reddy, S., & Babu, D. (2013). Comparison of Shear Bond Strength of Resin Reinforced Chemical Cure Glass Ionomer, Conventional Chemical Cure Glass Ionomer and Chemical Cure Composite Resin in Direct Bonding Systems: An in vitro Study. *Journal Of Contemporary Dental Practice*, 14(1), 21-25. doi:10.5005/jp-journals-10024-1263 [EBSCO]
- Rekha, C., & Varma, B. (2012). Comparative evaluation of tensile bond strength and microleakage of conventional glass ionomer cement, resin modified glass ionomer cement and compomer: An in vitro study. *Contemporary Clinical Dentistry*, 3(3), 282-287. doi:10.4103/0976-237X.103619 [EBSCO]
- Ritter, A. V., Grippo, J. O., Coleman, T. A., & Morgan, M. E. (2009). Prevalence of Carious and Non-carious Cervical Lesions in Archaeological Populations from North America and Europe. *Journal Of Esthetic & Restorative Dentistry*, 21(5), 324-334. doi:10.1111/j.1708-8240.2009.00285.x [EBSCO]
- Roberson, T. M., Heymann, H. O., & Swift, E. J. (2007). *Arte y Ciencia de la Odontología Conservadora*. Madrid: Elsevier Mosby.
- Sadeghi, M. (2009). Influence of flowable materials on microleakage of nanofilled and hybrid Class II composite restorations with LED and QTH LCUs. *Indian J Dent Res*, 20159-163. [EBSCO]
- Sidhu, S. K. (2011). Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject?. *Australian Dental Journal*, 5623-30. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01293.x [EBSCO]
- Smales, R. J., & Ng, K. W. (2004). Longevity of a resin-modified glass ionomer cement and a polyacid-modified resin composite restoring non-carious cervical lesions in a general dental practice. *Australian Dental Journal*, 49(4), 196-200 [EBSCO]
- Soares, J. I. & Goldberg, F. (2008). *Endodoncia. Técnica y Fundamentos*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana S. A.

- Umer, F. F., Naz, F. F., & Khan, F. (2011). An in vitro evaluation of microleakage in class V preparations restored with Hybrid versus Silorane composites. *J Conserv Dent*, 14(103-107) [EBSCO]
- UNAM. (2008a). Complicaciones durante la limpieza y conformación de los conductos radiculares. *UNAM*. Recuperado el 29 de Septiembre de 2014 desde <http://www.iztacala.unam.mx/rrivas/NOTAS/Notas15Accidentes/liminyeccion.html>
- UNAM. (2008b). Instrumental especializado en Endodoncia. *UNAM*. Recuperado el 04 de Octubre de 2014 desde <http://www.iztacala.unam.mx/rrivas/NOTAS/Notas4Instrumentos/explortiranervios.html>
- Upadhyay, S., Rao, A., & Shenoy, R. (2013). Comparison of the Amount of Fluoride Release from Nanofilled Resin Modified Glass Ionomer, Conventional and Resin Modified Glass Ionomer Cements. *Journal Of Dentistry Of Tehran University Of Medical Sciences*, 10(2), 134-140. [EBSCO]
- Van Dijken, J. V., & Pallesen, U. (2010). Fracture frequency and longevity of fractured resin composite, polyacid-modified resin composite, and resin-modified glass ionomer cement class IV restorations: an up to 14 years of follow-up. *Clinical Oral Investigations*, 14(2), 217-222. doi:10.1007/s00784-009-0287-z. [EBSCO]
- Varghese, R. K., & Kalra, A. (2012). Retention of glass ionomer cement, composite resin and compomer as cervical restorative materials in restoration of non carious cervical lesions. *Guident*, 5(2), 80-83. [EBSCO]
- Wang, L. L., Sakai, V. T., Kawai, E. S., Buzalaf, M. R., & Atta, M. T. (2006). Effect of adhesive systems associated with resin-modified glass ionomer cements. *Journal Of Oral Rehabilitation*, 33(2), 110-116. doi:10.1111/j.1365-2842.2006.01536.x [EBSCO]
- Xie, H. H., Zhang, F. F., Wu, Y. Y., Chen, C. C., & Liu, W. W. (2008). Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Australian Dental Journal*, 53(4), 325-331. doi:10.1111/j.1834-7819.2008.00074.x [EBSCO]

## **9 ANEXOS**

### **9.1 Anexo 1: Certificado de las pruebas de cizallamiento realizadas en el Laboratorio de Mecánica de Materiales de la Universidad de Las Fuerzas Armadas ESPE.**

**9.2 Anexo 2: Informe técnico de los ensayos de cizallamiento realizadas en la  
Universidad de Las Fuerzas Armadas ESPE.**