



UNIVERSIDAD DE TALCA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA

**RESISTENCIA AL CIZALLAMIENTO DE RESINAS COMPUESTAS *BULK*
FILL Y NANOHÍBRIDAS. *IN VITRO***

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO
DE CIRUJANO DENTISTA

ALUMNO: JAVIER IGNACIO RIVERA ARRIAGADA
DOCENTE GUÍA: DR. DANIEL BRAVO CAVICCHIOLI

TALCA, 2018

Agradecimientos

Quiero dedicar este trabajo a mi familia, por su inagotable apoyo, comprensión y motivación para ser cada día una mejor persona. A mi madre por ser el pilar fundamental y ejemplo de motivación, esfuerzo y cariño.

A mis amigos, que me han acompañado durante estos años, especialmente a Paula por su apoyo y amistad infinita en el desarrollo de esta memoria.

A mi polola, Tamara, gracias por tu cariño incondicional, por ser mi amiga y compañera de vida.

A los docentes que me acompañaron durante mi proceso de formación, ya que llevo importantes enseñanzas no solo odontológicas sino también de vida, especialmente para el Dr. Daniel Bravo, por su amistad y confianza en mí para realizar esta memoria.

Finalmente a mi abuela Elsa, quien me dijo que llegaría lejos en la vida, a pesar de que no se encuentre acá, sé que me acompañará siempre.

**AUTORIZACIÓN PARA LA PUBLICACIÓN
DE MEMORIAS DE PREGRADO Y TESIS DE POSTGRADO**

Yo, **Javier Ignacio Rivera Arriagada** cédula de Identidad N° 17932360-5 autor de la memoria o tesis que se señala a continuación, autorizo a la Universidad de Talca para publicar en forma total o parcial, tanto en formato papel y/o electrónico, copias de mi trabajo.

Esta autorización se otorga en el marco de la Ley N° 20.435 que modifica la Ley N° 17.336 sobre Propiedad Intelectual, con carácter gratuito y no exclusivo para la Universidad.

Título de la memoria o tesis:	Resistencia al cizallamiento de resinas compuestas <i>Bulk Fill</i> y Nanohíbridas. <i>In Vitro</i>
Unidad Académica:	Departamento de rehabilitación Buco-Maxilofacial
Carrera o Programa:	Odontología
Título y/o grado al que se opta:	Cirujano Dentista
Nota de calificación	7,0

Timbre Escuela



Firma de Alumno	
Rut:	17932360 - 5
Fecha:	11 / 12 / 2018

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	5
2. HIPÓTESIS	8
3. OBJETIVOS	9
3.1 Objetivo General.....	9
3.2 Objetivos Específicos.....	9
4. MARCO TEÓRICO	10
4.1 Resinas Compuestas	10
4.1.1 Composición.....	10
4.1.2 Composites de Nanorelleno	12
4.1.3 Contracción de Polimerización de las Resinas Compuestas	12
4.2 Resinas <i>Bulk Fill</i>	13
4.2.1 Composición de Resinas Compuestas <i>Bulk Fill</i>	14
4.2.2 Propiedades Físicas de Resinas <i>Bulk Fill</i>	14
4.2.3 Propiedades Mecánicas de Resinas <i>Bulk Fill</i>	16
4.2.4 <i>Filtek® Bulk Fill</i> (3M ESPE).....	16
4.3 Adhesión a los tejidos dentales	18
4.3.1 Adhesión a Esmalte	18
4.3.2 Adhesión a Dentina	19
4.3.3 Capa Híbrida	20
4.4 Sistemas Adhesivos	21
4.4.1 Sistemas Adhesivos Convencionales.....	21
4.4.2 Sistemas Adhesivos Autograbantes.....	22
4.4.3 Sistemas adhesivos Universales	24

4.5 Resistencia al cizallamiento.....	25
5. METODOLOGÍA.....	26
5.1 Preparación de las muestras.....	26
5.2 Procesamiento de las muestras.....	26
5.3 Proceso Restaurador.....	28
5.4 Confección de vástagos de resina.....	30
5.5 Medición de la resistencia adhesiva.....	31
5.6 Análisis del tipo de falla.....	32
5.7 Análisis Estadístico.....	33
6. RESULTADOS.....	34
7. DISCUSIÓN.....	42
8. CONCLUSIÓN.....	46
9. RESUMEN.....	48
10. ANEXOS.....	50
11. REFERENCIAS.....	54

1. INTRODUCCIÓN

Los materiales restauradores directos más utilizados en la actualidad son las resinas compuestas, su estética, buenas propiedades mecánicas y la posibilidad de realizar preparaciones dentarias cada vez más conservadoras, han masificado su uso (Hervas Garcia et al. 2006). Estas características se deben a su composición, la cual incorpora BisGMA y co-monómeros como TEGMA o UDMA, los cuales en conjunto con las partículas de relleno inorgánico, proporcionan estabilidad dimensional a la matriz resinosa y esto último mejora las propiedades físicas y mecánicas de estos materiales (Camps Alemany 2004).

Sin embargo, la técnica de restauración en una preparación cavitaria extensa obturada bajo una técnica incremental es compleja si se utilizan resinas convencionales (Malhotra et al. 2010). Esta técnica utiliza incrementos pequeños de no más de 2 mm de espesor, los cuales al no ser respetados favorecen la contracción de polimerización (Leprince et al. 2012). Este último es un fenómeno que debe tenerse en cuenta durante la manipulación del material, ya que puede generar la formación de grietas o fisuras en la interface diente-adhesivo o adhesivo-material restaurador, afectando la adhesión, y por lo tanto, la integridad marginal de la restauración (Ilie et al. 2013).

Para contrarrestar el efecto negativo de la contracción de polimerización y disminuir el tiempo de trabajo clínico de restauraciones directas se ha desarrollado una nueva generación de resinas compuestas, denominadas “*Bulk Fill*”; éste término ha sido utilizado por los fabricantes para referirse a resinas que se aplican en incrementos de hasta 5 mm, mediante una técnica de monobloque o una capa (Ilie et al. 2013). Sin embargo,

se ha generado un gran debate respecto a si es posible aplicar este tipo de resina con incrementos del doble o más de grosor indicado en resinas convencionales, manteniendo las mismas características físicas, mecánicas y biológicas (Alrahlah et al. 2014).

En la actualidad poco se conoce de las propiedades mecánicas de estas nuevas resinas. Algunos estudios han evaluado módulo flexural y creep de las resinas *Bulk Fill*, concluyendo que estos valores mejoran en directa proporción a la cantidad de relleno en volumen de las resinas (El Safty et al. 2012; Ilie et al. 2013). Por otro lado, se ha observado que el desarrollo de estrés de polimerización es menor en resinas *Bulk Fill* en comparación con resinas convencionales y resinas convencionales fluidas (Jang et al. 2015). Es por ello que algunos autores aseveran que esta nueva generación de resinas podría sustituir a las resinas convencionales en el sector posterior dado los menores valores de contracción de polimerización (Moorthy et al. 2012; Van Ende et al. 2013).

De Assis y colaboradores, en sus estudios *In Vitro* no han encontrado resultados estadísticamente significativos al evaluar y comparar resistencia a la fractura e integridad marginal entre resinas *Bulk Fill* y convencionales (De Assis et al. 2016). También hay autores que aseveran un desmedro en las propiedades mecánicas de la resina, debido a la modificación del relleno, con el objetivo asegurar una mayor profundidad de curado (Leprince et al. 2012; Leprince et al. 2014). Colak y colaboradores no encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar resistencia al cizallamiento entre resinas *Bulk Fill* y nanohíbridas en dentina (Colak et al. 2016); al igual que Ilie y colaboradores, pero en este último caso, juega un rol importante el sistema adhesivo a utilizar, ya que se mostró un mejor comportamiento en términos de adhesión, al confeccionar restauraciones con un sistema adhesivo autograbante en dentina (Ilie et al. 2014).

Los estudios que evalúen la resistencia adhesiva de resinas compuestas *Bulk Fill* son escasos, por lo que aún falta información para que el odontólogo pueda tomar una

correcta decisión clínica en cuanto a la indicación del material, basado en la evidencia científica. Expuesto lo anterior, el propósito de este estudio *In Vitro* es comparar la resistencia adhesiva entre la resina *Bulk Fill*, y resina convencional sobre superficies dentales de esmalte y dentina, utilizando distintos sistemas adhesivos.

2. HIPÓTESIS

Las resinas compuestas *Bulk Fill*, tienen una mayor resistencia al cizallamiento que las resinas nanohíbridas, cuando son utilizadas en esmalte y dentina, independiente del sistema adhesivo.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo General

Comparar el grado de resistencia al cizallamiento de restauraciones de resina compuesta *Bulk Fill* y nanohíbrida.

3.2 Objetivos Específicos.

- Comparar cuantitativamente la resistencia al cizallamiento entre resinas compuestas *Bulk Fill* y nanohíbridas con sistema adhesivo convencional y universal.
- Comparar cuantitativamente resistencia al cizallamiento de resinas compuestas *Bulk Fill* y nanohíbridas en esmalte y en dentina.
- Comparar el tipo de falla que se produce en resinas compuestas *Bulk Fill* y nanohíbridas.

4. MARCO TEÓRICO

4.1 Resinas Compuestas

Los composites dentales son una mezcla compleja de resinas polimerizables mezcladas con partículas de rellenos inorgánicos, las cuales se unen a través de silano, como un agente de conexión o de acoplamiento. También se incluyen elementos para facilitar la polimerización, ajustar la viscosidad y mejorar la opacidad radiográfica (Hervas Garcia et al. 2006).

4.1.1 Composición

Matriz

Constituida por monómeros de dimetacrilato alifáticos o aromáticos, el monómero base corresponde a Bisfenol-A-Glicidil Metacrilato (Bis-GMA) de mayor peso molecular, en conjunto con monómeros de baja viscosidad tales como trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA), etilenglicol dimetacrilato (EGDMA) o bien dimetacrilato de uretano (UDMA), los cuales tiene por función disminuir la viscosidad y facilitar la manipulación de la resina. Actualmente el sistema BisGMA/TEGDMA es uno de los más usados en las resinas compuestas, puesto que presenta resultados clínicos satisfactorios.

Sin embargo, aún hay propiedades que deben mejorarse, como por ejemplo la resistencia a la abrasión (Ferracane 2011).

Relleno Inorgánico

Las partículas de relleno más utilizadas son las de cuarzo y vidrio de bario; estas proporcionan estabilidad dimensional a la matriz de resina y mejoran sus propiedades físico-mecánicas, reducen la contracción de polimerización, la sorción acuosa y el coeficiente de expansión térmica, proporcionando un aumento de la resistencia a la tracción, compresión y abrasión (Hervas Garcia et al. 2006)

Agente de Unión

El γ -metacril-oxipropil trimetoxi-silano, o silano es una molécula bipolar que por un extremo se une a las partículas de relleno cuando son hidrolizados a través de puentes de hidrógeno y por otro extremo, la molécula posee grupos metacrilatos, para unirse a la matriz orgánica (Anusavice 2004; Hervas Garcia et al. 2006)

La incorporación de partículas de relleno silanizado en la matriz de resina mejora propiedades del material, tales como la resistencia mecánica y estabilidad hidrolítica (Matinlinna et al. 2018).

4.1.2 Composites de Nanorelleno

Contienen partículas con tamaños menores a 10 nm (0.01 μ m); este relleno se dispone de forma individual o agrupados en "nanoclusters" o nanoagregados de aproximadamente 75 nm (Bayne 2000). El uso de la nanotecnología en las resinas compuestas ofrece alta translucidez, pulido similar a las resinas de microrelleno, y propiedades físico-mecánicas superiores. Es por ello que tiene aplicaciones tanto en el sector anterior como en el posterior (Hervas Garcia et al. 2006).

4.1.3 Contracción de Polimerización de las Resinas Compuestas

Corresponde a la disminución de la distancia intermolecular entre partículas de monómero. Los monómeros se unen mediante enlaces químicos, creando una red de polímero. Durante la polimerización se produce contracción en volumen del material, la cual oscila entre un 2% a un 6% (Charton et al. 2007). Cuando la contracción de polimerización se asocia a una preparación cavitaria, se genera tensión de contracción, entre el sustrato dental, sistema adhesivo y el material restaurador (Anusavice 2004).

Una consideración clínica importante con respecto a los efectos de la contracción de polimerización es el factor de configuración cavitaria o Factor C, que hace alusión a la relación que existe entre la superficie adherida de la resina compuesta a las estructuras dentarias y la superficie libre o no adherida (Alomari et al. 2011; Charton et al. 2007). El aumento en el número de superficies adheridas resulta en un mayor factor C y por consiguiente en una mayor tensión de contracción sobre la unión adhesiva, siendo más desfavorable en las clases I, II y V de Black (Chen et al. 2001). Lo anterior se traduce en la generación de tensiones entre las paredes cavitarias, causando deformación de la

restauración o deflexión cuspídea y posterior fractura de esmalte o brechas marginales, las cuales pueden causar sensibilidad dentinaria o formación de caries secundaria. Esto va en desmedro de la resistencia adhesiva de la restauración (Kapoor et al. 2016).

4.2 Resinas *Bulk Fill*

El uso de la técnica incremental en sectores posteriores, sí bien pretende reducir el estrés de polimerización total de la masa de resina compuesta, sigue siendo una problemática, puesto que implica un mayor número de pasos clínicos, por consiguiente un mayor tiempo operatorio, lo que se traduce en una mayor posibilidad de cometer errores en la confección de restauraciones extensas (Akah et al. 2016; Park et al. 2008).

Como respuesta a estas dificultades, en los últimos años ha aparecido una nueva generación de resinas compuestas, denominadas resinas *Bulk Fill* (Akah et al. 2016). La primera resina mono incremental del mercado *Surefil®SDR®flow* de Dentsply apareció en 2010, dando la posibilidad de ser aplicada en incrementos de hasta 4 mm. Otras marcas como 3M ESPE con *Filtek™BulkFill Flowable* y con *Venus®BulkFill VOCO* desarrollan sus productos con una consistencia similar a la de las resinas fluidas, recomendando colocar una capa adicional de 2 mm de resina convencional en la cara oclusal, de forma de mantener las propiedades mecánicas (Ilie et al. 2013). Actualmente han aparecido otras resinas como *Tetric Evoceram®Bulkfill* de Ivoclar Vivadent y *X-Tra Fill* de VOCO, las cuales se pueden aplicar en incrementos de hasta 5 mm, sin la necesidad de una capa oclusal extra realizada con otro material (Ilie et al. 2013).

A pesar de que los fabricantes indican el uso de este material en toda la cavidad, se sigue recomendado la adición de una última capa superficial de resina compuesta

convencional para otorgar mejores propiedades estéticas (Burgess and Cakir 2010; Leprince et al. 2014; Roggendorf et al. 2011).

4.2.1 Composición de Resinas Compuestas *Bulk Fill*

Es semejante a las resinas compuestas convencionales. La matriz se basa principalmente en monómeros de BisGMA, UDMA, TEGDMA, EGDMA, los cuales varían de acuerdo al fabricante (Ilie et al. 2013).

En relación a la cantidad de relleno, se han determinado porcentajes menores a resinas convencionales microhíbridas y nanohíbridas, siendo comparables a las resinas fluidas. De esta forma se indica que esta menor proporción de relleno junto al aumento de tamaño ($20\mu\text{m}$) de las partículas de relleno, podría aumentar la profundidad de curado al disminuir la diferencia de índice de refracción entre matriz y relleno, mejorando así la penetración de la luz (Czasch and Ilie 2013; Ilie et al. 2013; Lempel et al. 2016).

4.2.2 Propiedades Físicas de Resinas *Bulk Fill*.

Las propiedades físico - mecánicas son variadas de acuerdo a la composición de relleno de los distintos fabricantes (Leprince et al. 2012; Leprince et al. 2014; Van Ende et al. 2017).

Profundidad de curado

En las resinas *Bulk Fill*, se ha intentado aumentar la profundidad de curado mediante una variedad de métodos, dentro de los cuales se incluyen:

1. Reducir el contenido de relleno en volumen (Ilie et al. 2013).
2. Aumentar el peso de partícula de relleno (Ilie et al. 2013).
3. El uso de fotoiniciadores adicionales (Chesterman et al. 2017).

Reducir el contenido de relleno y aumentar el tamaño de relleno dentro de la resina reduce la cantidad de dispersión en la interfaz de relleno de resina y aumenta la cantidad de luz absorbida que puede activar el fotoiniciador (Chesterman et al. 2017).

Contracción de polimerización

Estudios *In Vitro* han demostrado que este tipo de resinas presentan menor contracción de polimerización que las resinas convencionales, la cual varía desde un 2,1% a un 5,5% (Chesterman et al. 2017; El-Damanhoury and Platt 2014; Jang et al. 2015; Yu et al. 2017). Independiente de la homogeneidad de la familia de las resinas *Bulk Fill*, muchos fabricantes han optado por agregar UDMA, polímeros pre-polimerizados y modificar los volúmenes de relleno, para manejar este fenómeno (Van Ende et al. 2017; Yu et al. 2017), de esta forma disminuye la contracción de polimerización, que sí bien está presente, no iría en desmedro de la integridad marginal de las restauraciones, puesto que existe un menor stress de contracción en la interface diente-adhesivo-material restaurador, asegurando una correcta adhesión a largo plazo (Chesterman et al. 2017).

4.2.3 Propiedades Mecánicas de Resinas *Bulk Fill*

La resistencia a la flexión de la resina *Filtek® Bulk Fill* reportada por la compañía es de 140 MPa y la resistencia a la compresión con valores sobre los 300 MPa, sin embargo se han reportado valores de resistencia flexural que varían entre 80 MPa a 131 MPa (Ilie et al. 2013; Leprince et al. 2014).

En cuanto a la resistencia a la fractura, presenta valores semejantes entre su pares, pero este valor es menor en comparación a resinas convencionales nanohíbridas como *Filtek Z250®* o *Filtek P60®* cuyos valores superan los 2,5 MN (Leprince et al. 2012; Leprince et al. 2014). Esto se debe a la cantidad de relleno por volumen de la resina, el cual está significativamente reducido en algunas resinas *Bulk Fill* (El Safty et al. 2012; Leprince et al. 2014). Por lo tanto se sugiere adicionar una capa oclusal de resina convencional en las resinas con menor porcentaje de relleno, para mejorar propiedades mecánicas del material, especialmente en zonas con alta carga oclusal (Engelhardt et al. 2016; Leprince et al. 2014; Nurhan et al. 2014).

4.2.4 *Filtek® Bulk Fill* (3M ESPE)

La resina *Filtek® Bulk Fill* cuenta con monómeros de metacrilato, que combinados, actúan para disminuir la contracción de polimerización.

En su composición presenta un metacrilato aromático de alto peso molecular (AUDMA), el cual disminuye la cantidad de grupos reactivos en la resina, ayudando a

moderar la contracción volumétrica. El segundo metacrilato consiste en monómeros que reaccionan por adición/fragmentación (AFM). Durante la polimerización, los AFM reaccionan para desarrollar polímeros, pero este monómero además contiene un sitio con un tercer reactivo que se desintegra a través de un proceso de fragmentación durante la polimerización, por consiguiente disminuye el estrés de contracción; sin embargo, los fragmentos siguen conservando la capacidad de reaccionar entre sí o con otros sitios reactivos del polímero en desarrollo (3M ESPE 2014; Van Ende et al. 2017).

Existe además la presencia de otros monómeros tales como el 1,12-dodecanediol-dimetacrilato (DDDMA), el cual tiene un esqueleto hidrofóbico, cuya función es aumentar la movilidad molecular y la compatibilidad con otras resinas (3M ESPE 2014). Por otro lado el dimetacrilato de uretano (UDMA), se incluyó con el fin de reducir la viscosidad, además, su alto peso molecular reduce la contracción de polimerización (3M ESPE 2014; Van Ende et al. 2017).

Los materiales de relleno incluidos en *Filtek® Bulk Fill* son los mismos que se encuentran en *Filtek Z350®*, optimizado con la adición de un aglomerado de partículas de trifluoruro de iterbio (YbF₃) de 100 nm, para incrementar la radiopacidad. Las partículas de relleno restantes son una combinación de sílice no aglomerado de 20 nm, zirconia en cluster de zirconia/silica (constituido por partículas de sílice de 20 nm y partículas de zirconia de 4 a 11 nm), lo que hace que la carga total de material de relleno inorgánico sea de aproximadamente 76.5% por peso (58.4% por volumen) (3M ESPE 2014; Leprince et al. 2014).

4.3 Adhesión a los tejidos dentales

La adhesión se define como la atracción molecular ejercida entre las superficies de dos cuerpos en contacto. Este fenómeno puede formarse por medio de enlaces químicos, como enlaces iónicos, fuerzas físicas o bien fuerzas mecánicas como la retención micromecánica (Von Fraunhofer 2012).

Desde el punto de vista estructural, la adhesión a esmalte es predecible mientras que los métodos y sistemas de adhesión en dentina aún son discutidos, debido a que es un sustrato heterogéneo y fisiológicamente dinámico, a diferencia del esmalte el cual es homogéneo, microcristalino y con gran contenido de minerales (Van Meerbeek et al. 2011).

4.3.1 Adhesión a Esmalte

El esmalte está compuesto en su gran mayoría por hidroxiapatita, la cual corresponde al 96% en peso del tejido adamantino; el porcentaje restante es materia orgánica y agua. La porción mineral está conformada por cristales de hidroxiapatita formando prismas de aproximadamente 5 μm de grosor, los cuales van desde la unión amelo-dentinaria hasta la superficie dentaria, en donde el esmalte se vuelve aprismático (Perdigão 2007)

El mecanismo de adhesión de las resinas a esmalte es de naturaleza micromecánica, debido a que los minerales extraídos durante el acondicionamiento ácido son reemplazados por monómeros que una vez polimerizados generan una traba mecánica, ello es favorecido por la elevada energía superficial del esmalte y la humectación con un líquido de baja tensión superficial como es el sistema adhesivo (Hewlett 2003).

4.3.2 Adhesión a Dentina

La dentina es un tejido parcialmente mineralizado (70%-75%), con elevado contenido de matriz orgánica, compuesta principalmente por colágeno I, IV, V y agua (von Fraunhofer 2012). Se constituye por túbulos dentinarios que se extienden desde la cámara pulpar hasta el límite amelodentinario, los cuales en su interior contienen fluidos y el proceso odontoblástico (Perdigão et al. 2000).

Anatómicamente la dentina se divide en dentina superficial, la cual se encuentra más cercana al límite amelodentinario y está constituida por una menor cantidad de agua, menor proporción de túbulos y un mayor porcentaje de colágeno, a diferencia de la dentina profunda que posee mayor contenido acuoso, mayor número de túbulos dentinarios y menor porcentaje de colágeno. Por lo tanto la organización y disposición de la dentina varía de acuerdo a la región del diente y su proximidad a la cámara pulpar (Van Meerbeek et al. 1994).

Dada la morfología de la dentina, la adhesión se genera de forma idónea en la dentina superficial y media, ya que en dentina profunda aumenta el porcentaje de agua y disminuye la cantidad de fibras colágeno tipo I, IV y V, lo que es desfavorable para lograr

adhesión efectiva, ya que la unión micromecánica se produce con la red colágena (Perdigão et al. 2000)

La adhesión en dentina tiende a ser más compleja debido a la presencia de *smear layer* o barro dentinario (Van Landuyt et al. 2006). Este último corresponde una estructura granular formada por los residuos que se generan al realizar instrumentación mecánica o manual, no está adherida al diente y posee un grosor aproximado de 1,0 μm , reduciendo la permeabilidad dentinaria hasta un 86% (Sofan et al. 2017; Van Landuyt et al. 2006). Dado lo anterior las alternativas para aumentar la capacidad de unión a la dentina es eliminar completamente el *smear layer* o bien utilizar adhesivos que logren penetrar esta capa, formando una unión micromecánica (Perdigão et al. 2000)

4.3.3 Capa Híbrida

Al realizar la técnica adhesiva los monómeros de resina penetran por los nano espacios que quedan entre las fibras colágeno, previamente expuestos por la acción ácida en la superficie dentinaria, y que al polimerizar quedan atrapadas en ella, conformando una estructura mixta denominada capa híbrida (Valenzuela 2018). La función de esta estructura es conseguir una unión resistente entre diente y restauración, además de brindar sellado a dicha interface. Esta matriz de resina reforzada por fibrillas de colágeno, es considerada como factor más importante para asegurar una buena unión entre la resina y la dentina (Nakabayashi et al. 1982).

En un estudio con microscopia electrónica de transmisión, se determinaron tres subcapas de la capa híbrida; una primera contenía pocas características estructurales, una segunda capa con fibras de colágenos parcialmente alteradas, paralelas a la interfaz y perpendicular a los túbulos dentinarios, y por último una tercera capa densa que contiene

cristales de hidroxiapatita, demarcada por una capa de dentina superficialmente desmineralizada (Van Meerbeek et al. 1993).

4.4 Sistemas Adhesivos

El mecanismo de unión del sistema adhesivo implica la sustitución de minerales extraídos del tejido dental duro por monómeros de resina, de tal manera que el polímero quede trabado micromecánicamente en el sustrato dental (Loguercio et al. 2015; Perdigão 2007)

Los sistemas adhesivos actuales en el mercado se pueden clasificar en 3 estrategias de uso (Sofan et al. 2017)

1. Adhesivos convencionales
2. Autoacondicionantes o Autograbantes
3. Universales

4.4.1 Sistemas Adhesivos Convencionales

En esmalte, estos sistemas adhesivos se relacionan con el grabado ácido de su superficie, procedimiento por el cual se desmineraliza y aumenta la porosidad de la superficie adamantina, expresando una alta energía superficial (Van Meerbeek et al. 2003). Los monómeros de baja viscosidad presente en el sistema adhesivo logran humectar la superficie ingresando a las microporosidades antes creadas. Posteriormente

los monómeros son fotopolimerizados en el interior de las porosidades, generando así adhesión micromecánica. Esta técnica sigue siendo la más efectiva para lograr una unión eficiente y estable en el esmalte (Van Meerbeek et al. 2003).

En dentina, para aplicar el sistema adhesivo convencional, se realiza una eliminación completa del *smear layer* y la capa mineral más superficial (3 a 6 μm), mediante el grabado total de la superficie con ácido ortofosfórico. Esto produce la exposición de los túbulos dentinarios, aumentando el diámetro y la permeabilidad del sustrato, dejando la matriz colágena expuesta sin un sustento mineral (Van Meerbeek et al. 2011). Tales modificaciones resultan en una estructura menos mineralizada, más porosa y húmeda en donde la dentina pasa a presentar menor capacidad de interactuar con monómeros resinosos hidrofóbicos presentes en el sistema adhesivo hacia el interior de la dentina recién desmineralizada. Los solventes presentes en el adhesivo desalojan el fluido, penetran en los microporos del tejido y participan de la evaporación del agua presente dejando los monómeros hidrofílicos en contacto con las fibrillas de colágeno. La fase hidrofóbica del sistema adhesivo se compone por monómeros de mayor peso molecular por lo tanto son más viscosos, estos penetran sobre la fase hidrofílica del adhesivo y los túbulos dentinarios, formando prolongaciones de resinas llamados *tags*. Esto permite una reducción de la permeabilidad de la dentina y se logra perfeccionar el sellado dentinario en restauraciones de resina compuesta (Loguercio et al. 2015).

4.4.2 Sistemas Adhesivos Autograbantes

Los sistemas adhesivos autograbantes se diferencian de los sistemas convencionales, en que no requiere una etapa de grabado ácido separado, ya que contienen monómeros ácidos que acondicionan e imprimen el sustrato dental (Van Meerbeek et al. 2011). Este tipo de sistemas adhesivos contiene grupos ácidos más

débiles, agua y la utilización de co-solventes como etanol, acetona o butanol, con la finalidad de buscar una solución más homogénea (Van Meerbeek et al. 2011). La presencia de agua es necesaria para la disociación de protones ácidos y disolución de iones de calcio, así como también evita el colapso de las redes de colágeno desmineralizado (Salz et al. 2006).

Algunos de los beneficios clínicos de este tipo de sistema adhesivo son el menor tiempo de aplicación y la disminución de los pasos clínicos, permitiendo que sea una técnica menos sensible, disminuyendo el riesgo de la manipulación y aplicación del material (Van Meerbeek et al. 2003). Otro beneficio importante es la disminución de la sensibilidad postoperatoria, en comparación con los sistemas adhesivos de grabado total. Esto último se debe a su acción menos agresiva en dentina, debido a un pH menos ácido, permitiendo dejar túbulos dentinarios parcialmente obstruidos (Perdigao et al. 2000; Van Meerbeek et al. 2003).

Los sistemas adhesivos de autograbado se clasifican en aquellos de uno o dos pasos en función al número de procedimientos necesarios para la unión, y según su pH y profundidad de interacción pueden ser clasificado en (Van Meerbeek et al. 2011):

1. **Ultra suaves:** tienen un $\text{pH} > 2.5$, su interacción con dentina es menos profunda
2. **Suaves:** tienen un $\text{pH} (\approx) 2$, generan una capa híbrida que varía entre $0.5-1 \mu\text{m}$.
3. **Moderadamente fuertes:** pH entre 1 y 2, generan una desmineralización de la Dentina de $1-2\mu\text{m}$.
4. **Fuertes:** $\text{pH} \leq 1$ dan lugar a una capa híbrida gruesa de aproximadamente $4\mu\text{m}$.

Al aumentar la profundidad, los monómeros ácidos poco a poco son amortiguados por el contenido mineral del sustrato, perdiendo su capacidad de grabar la superficie (Salz

et al. 2006). Se ha demostrado que sólo con los sistemas adhesivos autograbantes fuertes es posible constatar la formación de los típicos tags de resina en dentina que se observan bajo la técnica de grabado ácido total, mientras que con los sistemas suaves y moderadamente fuertes, el barro dentinario fue levemente desmineralizado e imprimado con la resina adhesiva, otorgando una pobre adhesión (Van Meerbeek et al. 2011).

4.3.3 Sistemas adhesivos Universales

En la actualidad, debido a la diferencia de criterio profesional sobre la selección del sistema adhesivo, y en busca de sistemas que disminuyan la sensibilidad de la técnica adhesiva, los cuales a su vez ofrezcan óptimos resultados de fuerza adhesiva y sellado marginal, se han desarrollado los sistemas adhesivos universales. Ellos funcionan sobre diferentes sustratos dentales (esmalte, dentina, cemento) y crean uniones químicas adhesivas estables, mejorando así la resistencia adhesiva y minimizando la posibilidad de sensibilidad post operatoria (Forgerini et al. 2017; Sofan et al. 2017).

De acuerdo a la literatura se ha demostrado que al comparar el sistema adhesivo universal con uno convencional ambos poseen valores similares de adhesión en dentina (Sofan et al. 2017). Por otro lado, en esmalte muestra un comportamiento similar a los sistemas autograbantes, y es en base a esto que se sugiere un acondicionamiento ácido adicional en esmalte, mediante la técnica de grabado ácido selectivo del esmalte, con el fin de optimizar el resultado de la articulación adhesiva (Hanabusa et al. 2012).

Dentro de estos adhesivos universales se encuentra el sistema *Single Bond Universal* (3M ESPE), el cual posee similar composición que el *Adper Single Bond 2* (3M ESPE), pero además incorpora un monómero acídico a base de difosfato o metacrilóxidecilo fosfato (MDP) y un agente acondicionador e imprimador a base de

silano. El *Single Bond Universal* utiliza monómeros fosforilados en una solución acuosa, la cual proporciona acidez y unión adhesiva a esmalte y dentina, sin el uso de grabado ácido con ácido ortofosfórico por separado. El pH del adhesivo *Single Bond Universal* (3M/ESPE) es de 2,7, considerado como un adhesivo de pH ultra suave (3M ESPE 2012).

4.5 Resistencia al cizallamiento

Corresponde a la aplicación de fuerzas en sentido contrario, este suele resistir el desplazamiento o movimiento de una parte de un cuerpo por sobre otro, por ejemplo si se aplica una fuerza sobre la superficie dental con un instrumento de bordes afilados, paralelamente a la interfaz entre diente y vástago de resina, este último se despegará a causa de este tipo de fuerzas (Anusavice 2004). Esta metodología corresponde a una de las pruebas in vitro más utilizada para cuantificar la resistencia adhesiva de diferentes sustratos protésicos a diferentes sustratos biológicos.

5. METODOLOGÍA

5.1 Preparación de las muestras

En el siguiente estudio *In Vitro* se utilizaron bloques de esmalte y dentina proveniente de 30 incisivos bovinos sanos, los cuales fueron almacenados post extracción en un recipiente con cloruro de sodio al 0,9% (BBRAUN®, lote: 10644543). Cada diente fue previamente limpiado con cureta gracey 7-8 (*Hu-Friedy*®, USA) y *Cavitron*® *Dentsply*® *BOBCAT*®, para eliminar restos orgánicos.



Figura N° 1: Especímenes Bovinos

5.2 Procesamiento de las muestras

En cada diente bovino, se realizó un primer corte en sentido transversal a nivel del límite amelocementario, separando la corona y raíz del diente, utilizando una fresa

cilíndrica de diamante extremo redondeado 0.14, inserto en una turbina (*Kavo, modelo S609C*) con abundante refrigeración, para obtener especímenes de esmalte y dentina. Posterior a ello se realizaron cuatro cortes transversales en la corona del diente y cuatro cortes en la raíz del mismo.

Cada muestra fue introducida en un molde de resina acrílica de autopolimerización (*Metacrilato de Metilo, Acrílico Rosado Marche®*, Lote N° 3640894/93; *Monómero Marche®*, Lote N° 3640894/93), dejando la superficie dentaria al mismo nivel de la resina acrílica, mediante una loseta de vidrio previamente envaselinada. Para tal efecto se utilizó un anillo de cobre de 25 mm de diámetro y 15 mm de altura.

Previo al procedimiento restaurador, los especímenes fueron desinfectados con una solución de Gluconato de Clorhexidina al 2% durante 30 segundos, de esta forma simular las mismas condiciones clínicas. Luego las muestras fueron secadas con papel absorbente de 5x5 mm, cuidando de no desecar los tejidos dentales.

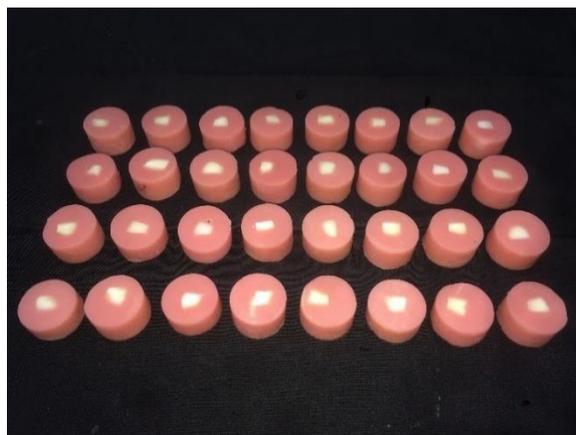


Figura N° 2: Obtención de Probetas acrílicas con Sustrato Dental Bovino

5.3 Proceso Restaurador

Las muestras se asignaron aleatoriamente en 8 grupo de 8 especímenes (n=64), utilizando el sitio <https://www.random.org>. Estos correspondieron a cuatro grupos controles (Resina Nanohíbrida) y cuatro grupos experimentales (Resina Bulk Fill), los que se observan en la Tabla N° 1.

Tabla N° 1. Grupos experimentales

Grupo	Resina	Adhesivo	Tejido
1 (Control)	Nanohíbrida	Convencional	Esmalte
2 (Control)	Nanohíbrida	Universal	Esmalte
3 (Control)	Nanohíbrida	Convencional	Dentina
4 (Control)	Nanohíbrida	Universal	Dentina
5 (Estudio)	Bulk Fill	Convencional	Esmalte
6 (Estudio)	Bulk Fill	Universal	Esmalte
7 (Estudio)	Bulk Fill	Convencional	Dentina
8 (Estudio)	Bulk Fill	Universal	Dentina

Los grupos control 1 y 2 en esmalte, utilizaron una resina nanohíbrida (3M ESPE Z350XT®). En el grupo 1 se realizó técnica adhesiva con un sistema adhesivo convencional de 5ta generación (*Adper Single Bond 2®*) y en el grupo 2 con un sistema adhesivo universal (*Single Bond® Universal*) los grupos control 3 y 4 en dentina, utilizaron el mismo sistema restaurador y adhesivo respectivamente.

Los grupos estudios 5 y 6 en esmalte utilizaron la resina, *Filtek® Bulk Fill* (3M ESPE). El grupo 5 se realizó técnica adhesiva con un sistema adhesivo convencional de 5ta generación (*Adper Single Bond 2®*) y el grupo 6 con un sistema adhesivo universal (*Single Bond® Universal*), los grupos 7 y 8 en dentina, utilizaron el mismo sistema restaurador y adhesivo respectivamente.

Antes de la confección de los vástagos de resina, se realizó una medición con un radiómetro LED (SDI) para medir de la intensidad de luz emitida por la lámpara de fotocurado (*Woodpecker® LED*), asegurando que estuviese sobre el rango de 1000mW/cm².

Los especímenes de los grupos 1, 3, 5 y 7, fueron sometidos a la técnica de acondicionamiento con ácido ortofosfórico al 35% (*Ultra-Etch, Ultradent*) durante 20 seg y posterior lavado con agua en spray durante 30 segundos. Luego se procedió al retiro de la humedad con aire suave por 5 segundos, para aplicar la primera capa de adhesivo durante 15 segundos, se evaporó el solvente por medio de la aplicación de aire suave por 5 segundos, para luego aplicar la segunda capa de adhesivo durante 15 segundos para finalmente fotopolimerizar el adhesivo durante 20 segundos con una lámpara halógena de fotocurado (*Woodpecker® LED*).



Figura N° 3: Etapa de Grabado Ácido

Por otro lado los especímenes de los grupos 2, 4, 6 y 8 sometidos a técnica adhesiva de autoacondicionamiento con adhesivo universal, se frotó una gota de adhesivo en la superficie dentaria durante 20 segundos, se evaporó el solvente mediante la aplicación de aire suave durante 5 segundos, para finalmente fotopolimerizar el adhesivo durante 10 segundos con una lámpara halógena de fotocurado.



Figura N°4: Etapa de Aplicación de Sistema Adhesivo.

5.4 Confección de vástagos de resina

Para la confección de los vástagos de resina ya sea de resina *Bulk Fill* o nanohíbrida, se utilizó un molde para resinas experimental, el cual posee un orificio en donde se agrega el incremento de resina. Para la confección del vástago se agregó el incremento de resina en el orificio del molde, para luego fotopolimerizar el incremento durante 20 segundos con una lámpara halógena de fotocurado. Finalmente se retiró el molde con un movimiento rápido, para no fracturar el vástago creado.

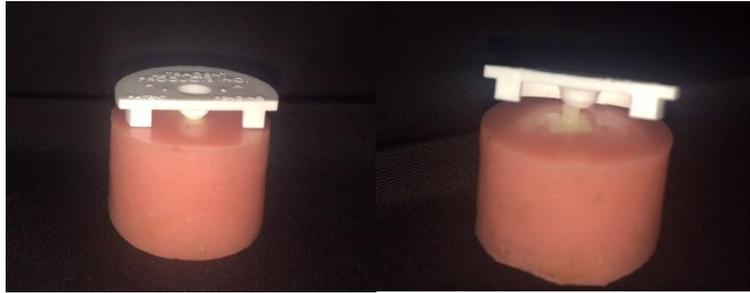


Figura N° 5: Etapa de Confección de Cilindros de Resina Compuesta Bulk Fill (*Filtek Bulk Fill*) y Nanohíbrida (*Z350XT*)



Figura N° 6: Obtención de Cilindro de Resina Compuesta

5.5 Medición de la resistencia adhesiva

Una vez terminado el proceso de confección de las muestras experimentales, cada una de ellas fueron sometidas a fuerzas de cizallamiento por medio de la máquina Shear Bond Strength Tester (BISCO, USA), medido en Newton (N), los cuales posteriormente transformados a Mega Pascales (MPa) teniendo en consideración la siguiente fórmula:

$$MPa = N/mm^2$$

Diámetro base vástago: 2.3 mm

Radio (r): 1,15 mm

$$\text{Área: } \pi * r^2$$

$$3,14 * 1.3225 = 4,15 \text{ mm}^2$$

$$N / 4,152 \text{ mm}^2 = \text{Valor en MPa}$$

5.6 Análisis del tipo de falla

Un examinador experto, previamente calibrado y con desconocimiento del tipo de adhesivo empleado en cada muestra, evaluó el tipo de falla producida por la fuerza ejercida sobre el vástago de resina. Para tal efecto se utilizó un microscopio odontológico *CARL ZEISS OPMI® PICO* con el cual se definió si la falla fue de tipo adhesiva, cohesiva o mixta.



**Figura N°7: Etapa de determinación de Fuerza de Cizallamiento
Maquina Shear Bond Strength TESTER (BISCO)**

5.7 Análisis Estadístico

En este estudio experimental *In Vitro*, se analizó como variables dependientes la resistencia a fuerzas de cizallamiento de las resinas compuestas, utilizándose como unidad de medida el MegaPascal (MPa) y el tipo de falla observada posterior a la medición. Como variables independientes se encuentran las resinas compuestas *Bulk Fill* y nanohíbridas en conjunto con el tipo de sistema adhesivo (convencional y universal), y sustrato (dentina o esmalte).

Los valores de resistencia a fuerzas de cizallamiento de todos los grupos experimentales, así como la comparación entre ellos, se realizó mediante el software IBM® SPSS® Statistics 2011. Para todas las pruebas se utilizó un valor de significancia estadística del 95% ($p \leq 0,05$).

Para comparar la resistencia al cizallamiento entre ambos sistemas de resina, sistema adhesivo y superficie dentaria, se realizó Diseño Factorial. Se hizo eliminación jerárquica de factores con Anova Parametrica, se obtuvieron supuestos estadísticos (Test de Kolmogorov Smirnov y Levene), finalizando con test de Kruskal Wallis. Para comparar las fuerzas de cizallamiento entre las resinas compuestas y sus sistemas adhesivos se utilizó Anova Parametrica, mientras que para asociar el tipo de falla con las resinas compuestas se realizó un análisis bivariado.

6. RESULTADOS

El detalle de los valores se resistencia a las fuerzas de cizallamiento de cada grupo, determinado por espécimen, y los datos de los tipos de falla se encuentran en la Tabla N°1.

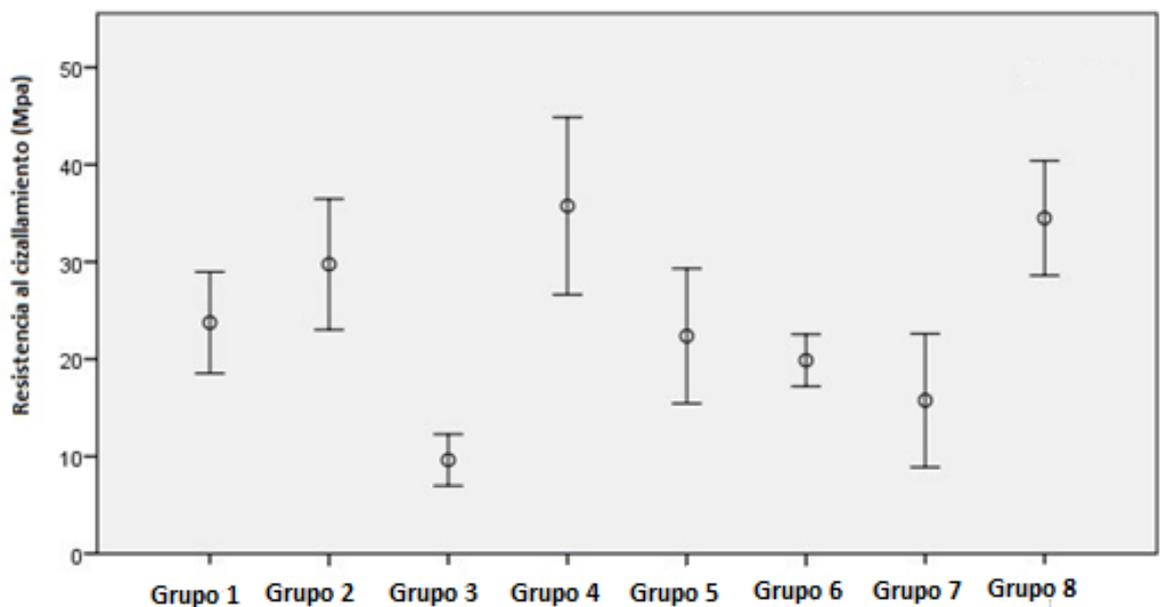
En la Tabla N° 2 se observan los valores medios para la resistencia a fuerzas de cizallamiento. En el Grupo 1 este fue de 23,21 MPa ($\pm 6,44$), para el Grupo 2 la media fue de 28,83 MPa ($\pm 7,96$), el Grupo 3 fue de 9,16 MPa ($\pm 2,699$), en el Grupo 4 fue de 33,79 MPa ($\pm 10,94$), el Grupo 5 fue de 21,21 MPa ($\pm 8,18$), el Grupo 6 fue de 19,76 MPa ($\pm 3,13$), para el Grupo 7 fue de 14,13 MPa ($\pm 8,13$) y finalmente para el Grupo 8 la media fue de 34,00 MPa ($\pm 7,06$).

Tabla N° 2: Resistencia al cizallamiento por grupo

Grupo	Media	Mediana	Desviación Estándar
1	23,21	23,45	6,44
2	28,83	26,80	7,96
3	9,16	8,89	2,99
4	33,79	38,81	10,94
5	21,21	19,67	8,18
6	19,76	21,04	3,13
7	14,13	13,29	8,13
8	34,00	36,80	7,06

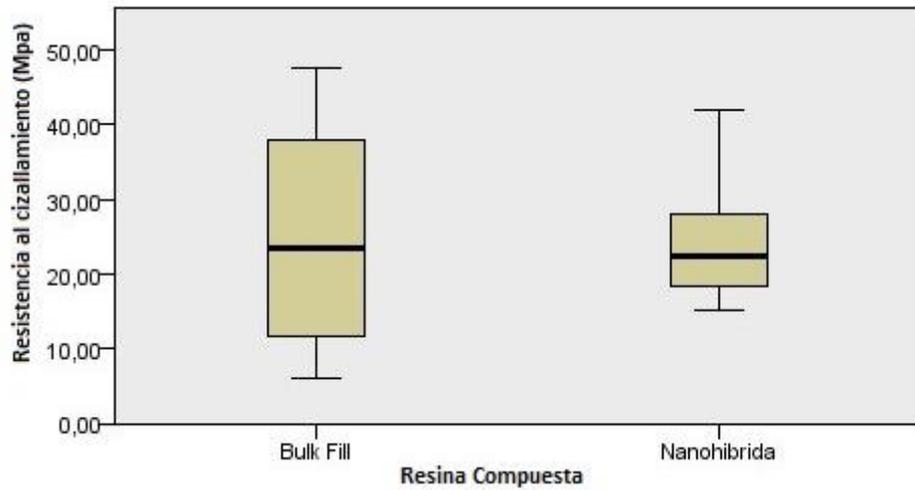
En general se obtuvieron mayores valores de resistencia adhesiva en los grupos con sistema adhesivo universal, como se puede ver en los grupo 2, 4 y 8 (28,8; 33,79 y 34,00 MPa respectivamente), por el contrario hubo menor resistencia al cizallamiento al utilizar técnica de grabado total con un sistema adhesivo convencional y en dentina tal como se puede observar en los grupos 7 y 3 (14,13; 9,16 MPa respectivamente).

Gráfico N° 1: Resistencia al cizallamiento por grupo



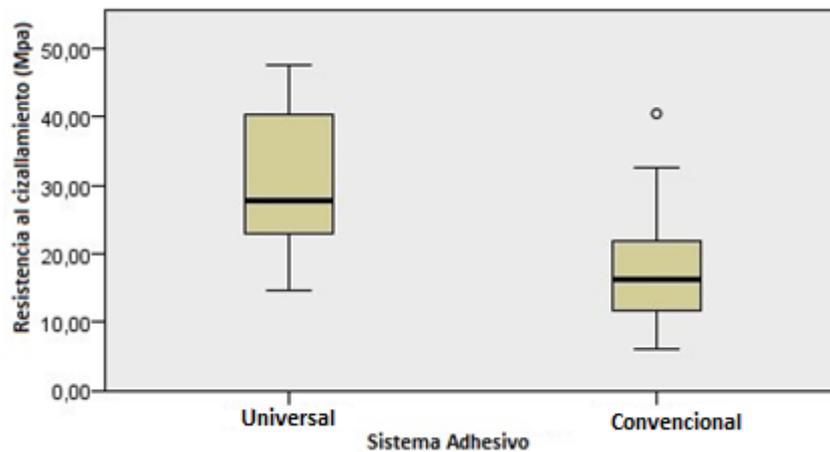
Al aplicar la prueba de Kruskal-Wallis, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia al cizallamiento entre las resinas *Bulk Fill* y nanohíbridas ($p=0,504$), lo que se observa en el gráfico N° 2

Gráfico N°2: Resistencia al cizallamiento por tipo de resina



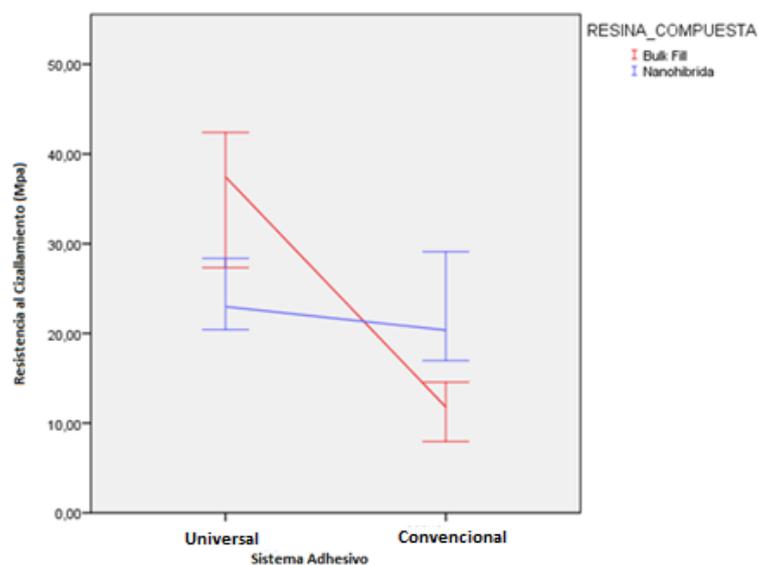
Por otro lado al aplicar el test de Kruskal Wallis se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar la resistencia al cizallamiento con los sistemas adhesivos ($p=0,001$), observándose en gráfico N° 3, mayores valores para el sistema adhesivo universal.

Gráfico N° 3: Resistencia al cizallamiento por sistema adhesivo



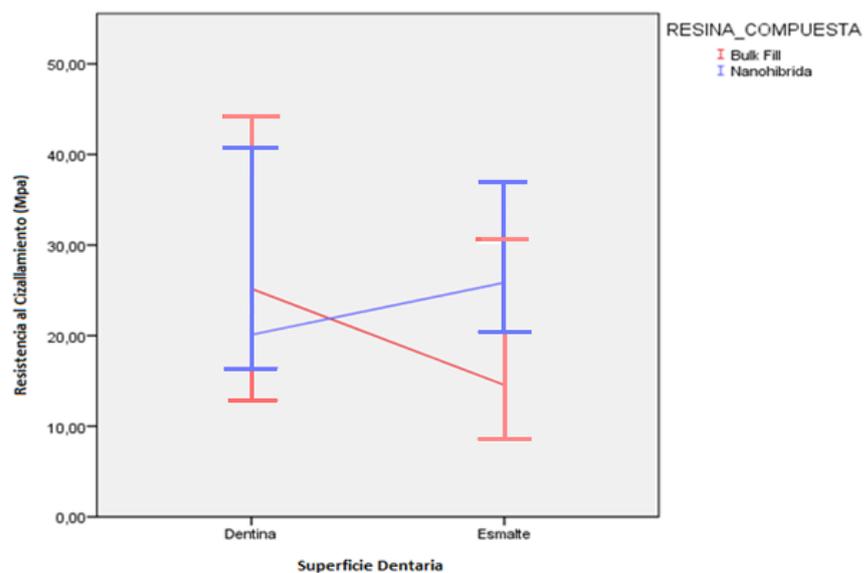
El test de Anova Parametrica mostró interacciones entre ambos sistemas de resina con sus respectivos sistemas adhesivos, por lo que al aplicar el test de Kruskal Wallis, sus medianas son estadísticamente significativas ($p=0,000$). En el gráfico N° 4 es posible observar mayor resistencia al cizallamiento de las resinas *Bulk Fill* adheridas con un sistema adhesivo universal que las resinas convencionales con el mismo sistema adhesivo. Para la resina nanohíbrida, se determinaron valores de resistencia adhesiva semejante con ambos sistemas adhesivos, por el contrario, las resinas *Bulk Fill* presentan una mayor resistencia al cizallamiento, cuando fueron utilizadas con un adhesivo universal.

Gráfico N° 4: Resistencia al cizallamiento entre resinas compuestas *Bulk Fill* y Nanohíbridas por distinto sistema adhesivo



Al comparar la resistencia al cizallamiento entre ambos sistemas de resinas y el sustrato dental, no se encontraron diferencias significativas al aplicar la prueba de Anova Paramétrica ($p=0,602$). Pese a lo anterior, como se observa en el gráfico N° 5, existe una mayor resistencia al cizallamiento en resinas *Bulk Fill* en dentina; por otro lado la resina nanohíbrida posee mayor adhesión que *Bulk Fill* en esmalte.

Gráfico N° 5: Resistencia al cizallamiento entre resinas *Bulk Fill* y Nanohíbridas por sustrato dental

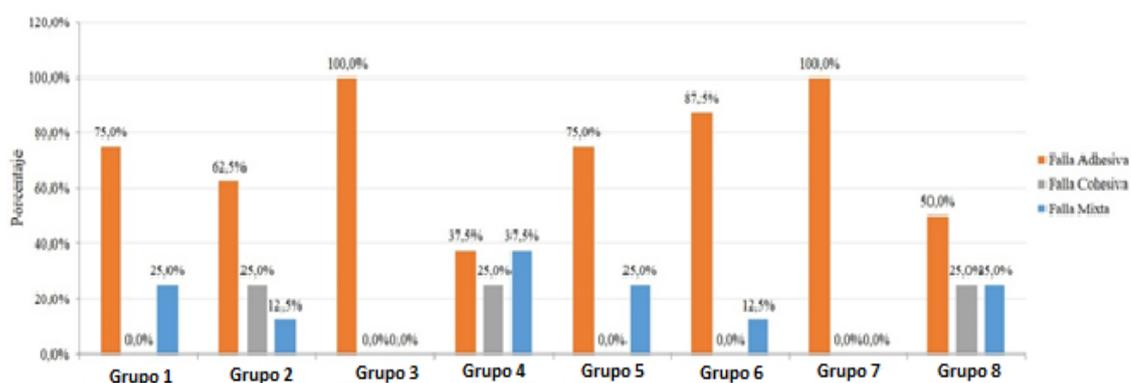


Respecto a los tipos de falla observados, en la tabla N° 3 y en el gráfico N° 6, es posible observar que el 73,4% de las fallas fueron de tipo adhesiva, el 9,4% son de tipo cohesiva y el 17,2% son de tipo mixta.

Tabla N° 3: Tipos de Falla por Grupo

Grupo	Falla Adhesiva		Falla Cohesiva		Falla Mixta		Total N°	Total %
	N°	%	N°	%	N°	%		
1	6	75,0%	0	0,0%	2	25,0%	8	100,0%
2	5	62,5%	2	25,0%	1	12,5%	8	100,0%
3	8	100,0%	0	0,0%	0	0,0%	8	100,0%
4	3	37,5%	2	25,0%	3	37,5%	8	100,0%
5	6	75,0%	0	0,0%	2	25,0%	8	100,0%
6	7	87,5%	0	0,0%	1	12,5%	8	100,0%
7	8	100,0%	0	0,0%	0	0,0%	8	100,0%
8	4	50,0%	2	25,0%	2	25,0%	8	100,0%
Total	47	73,4%	6	9,4%	11	17,2%	64	100,0%

Gráfico N° 6: Tipo de Falla por Grupo



El tipo de falla en las resinas nanohíbridas y *Bulk Fill* fue predominantemente adhesivo tal como se observa en las tablas N° 4 y 5.

Tabla N°4: Tipo de Falla en resina compuesta Nanohíbridas

+	Grupo	Falla Adhesiva		Falla Cohesiva		Falla Mixta		Total N°	Total %
		N°	%	N°	%	N°	%		
	1	5	75,0%	0	0%	2	25,0%	8	100,0%
	2	6	62,5%	2	25,0%	1	12,5%	8	100,0%
	3	8	100,0%	0	0%	0	0%	8	100,0%
	4	3	37,5%	2	25,0%	3	37,5%	8	100,0%
	Total	22	68,7%	4	12,5%	6	18,7%	32	100,0%

Tabla N° 5: Tipo de Falla en resinas compuesta *Bulk Fill*

Grupo	Falla Adhesiva		Falla Cohesiva		Falla Mixta		Total N°	Total %
	N°	%	N°	%	N°	%		
5	6	75,0%	0	0%	2	25,0%	8	100,0%
6	7	87,5%	0	0%	1	12,5%	8	100,0%
7	8	100%	0	0%	0	0%	8	100,0%
8	4	50,0%	2	25,0%	2	25,0%	8	100,0%
Total	25	78,1%	2	6,25%	5	15,6%	32	100,0%

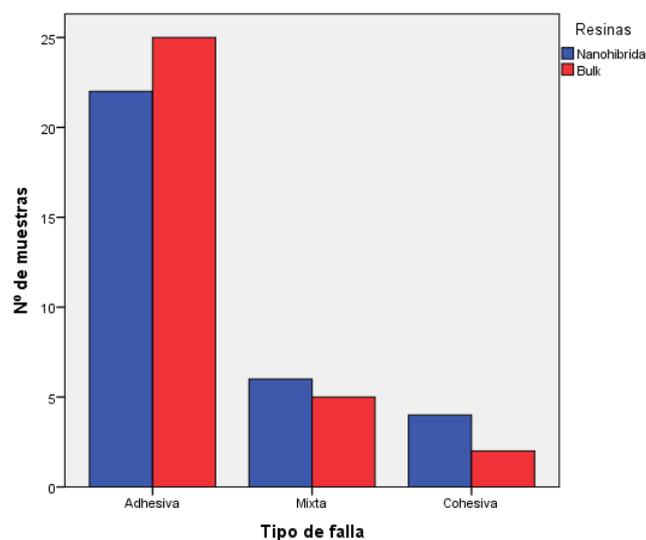
En la resina nanohíbrida el grupo 3 obtuvo un 100% de falla adhesiva, seguido del grupo 1 con un 75,0%, finalmente el grupo 2 obtuvo un 62,5%, solo el grupo 4 obtuvo un 37,5% de falla adhesiva. Por otro lado en las resinas *Bulk Fill* el grupo 7 obtuvo un 100,0% de falla adhesiva, seguido del grupo 5 y 6 con un 75,0% y 87,5% respectivamente. Solo el grupo 8 obtuvo un 50% de falla adhesiva.

En la resina nanohíbrida, el grupo 2 obtuvo un 25,0% de falla cohesiva y un 12,5% de falla mixta mientras que el grupo 4 obtuvo un 25,0% de falla cohesiva y 37,5% de falla mixta. En la resina *Bulk Fill* los grupos 5 y 6 obtuvieron un 25,0% y 12,5% de falla mixta, solo el grupo 8 obtuvo un 50,0% entre falla cohesiva y mixta.

También es posible determinar que el tipo de falla adhesiva es menor en dentina y con sistema adhesivo universal, independiente de la resina compuesta ya que grupos 4 y 8 obtuvieron un 37,5% y 50% respectivamente.

Al realizar un análisis bivariado, para comparar los tipos de fallas en las distintas resinas, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p= 0,622$), de esta forma existe similitud entre ambos tipos de resinas al compararlas en términos de fallas adhesivas, mixtas y cohesivas, como se puede observar en el gráfico N° 7.

Gráfico N° 7: Tipos de Falla entre resinas



7. DISCUSIÓN

Los procedimientos restaurativos simplificados y rápidos, como el uso de resinas monoincrementales y sistemas adhesivos autograbantes son cada vez más populares, sin embargo su eficacia clínica a largo plazo aún son discutidos (Ilie et al. 2014).

El presente estudio tuvo por objetivo comparar la resistencia al cizallamiento de las restauraciones de resina compuesta nanohíbrida (*Filtek Z350XT*) y *Bulk Fill* (*Filtek Bulk Fill*) en un sustrato dental bovino. La evaluación de la eficacia en la adhesión se basa en la medición de fuerzas adhesivas mediante pruebas de cizallamiento o tracción, ya que estas pruebas pueden ser un indicativo de cómo se comporta el material *In Vivo*. En la actualidad no hay acuerdo en cuanto a la fuerza de adhesión mínima para que exista adhesión exitosa, aunque si se ha propuesto un valor de 20 MPa como un valor razonable (Anusavice 2004).

Los dientes humanos son ideales para experimentos *In Vitro*, sin embargo, cada vez es más difícil obtener un número suficiente de dientes humanos en buenas condiciones para crear muestras homogéneas. Adicionalmente, el quehacer ético restringe su uso, por este motivo, se ha propuesto como alternativa el uso de sustratos derivados de otras especies. Los dientes bovinos son los más utilizados en investigación, ya que poseen cristales de hidroxiapatita de semejante composición que dientes humanos, pero la dentina y el esmalte bovino posee mayor contenido orgánico (Ortiz Ruiz et al. 2018). Por otro lado la dentina bovina posee un diámetro de túbulos dentinarios de 2,4 a 2,8 μm , tamaño similar a los túbulos humanos, el cual es de 2,5 μm (Schilke et al. 2000). Su composición histológica y química los hacen ideales para su utilización como sustituto de dientes humanos en investigaciones de materiales dentales (Posada 2006).

De acuerdo a los resultados obtenidos, las resinas compuestas *Bulk Fill* tienen un mayor resistencia al cizallamiento que la resina nanohíbrida, aunque estos resultados no fueron estadísticamente significativos ($p=0,504$). Lo anterior puede deberse a que ambas resinas poseen consistencia y propiedades mecánicas similares, sin embargo la resina *Filtek Bulk Fill* de 3M difiere de *Filtek Z350XT* en el porcentaje de peso/volumen de su matriz de relleno, siendo esta menor para *Filtek Bulk Fill*. En consecuencia, la resina *Bulk Fill* posee menor módulo de elasticidad, permitiendo modular la contracción de polimerización y así obtener mejores valores de adhesión, los cuales se vieron reflejados en este estudio (Ilie et al. 2013; Leprince et al. 2014; Van Ende et al. 2017). Por otro lado, la resina *Z350XT* contiene TEGMA en su matriz orgánica, la cual en conjunto con su alta carga de relleno y la presencia de dobles enlaces libres, generan una mayor contracción de polimerización, lo cual puede traducirse en una menor resistencia al cizallamiento (Goncalves et al. 2018).

Si bien no se observaron diferencias estadísticamente significativa entre ambos composites, las resinas *Bulk Fill* tienen mejor adhesión si utilizan un sistema adhesivo universal (Colak et al. 2016; Ilie et al. 2014). Esto último fue comprobado en el presente estudio, ya que al comparar la resistencia adhesiva entre ambos sistemas de resina con distintos adhesivos, hay diferencias estadísticamente significativas si se utiliza un adhesivo universal *Single Bond Universal* con técnica de autograbado ($p=0,000$). Esta diferencia podría atribuirse a que existe una adecuada estabilidad hidrolítica de los fosfatos del sustrato dental, junto con la interacción química estable entre el colágeno expuesto y el sistema adhesivo universal. Además, el adhesivo universal mantendría partículas de hidroxiapatita en el colágeno, proporcionando un potencial de interacción química entre el sistema adhesivo y el sustrato dentinario (Van Meerbeek et al. 2011). El sistema adhesivo universal *Single Bond Universal* contiene la molécula 10-metacriloxidecil fosfato (MDP), la que se une iónicamente al calcio de la hidroxiapatita, formando una capa intermedia de MDP-Ca, ya que este es capaz formar un enlace iónico

con el calcio disponible luego de la desmineralización en el esmalte y la dentina, generando sales de fosfato cálcico y carboxilato de calcio. Esta unión sumada al grosor de esta capa contribuye directamente a un mayor rendimiento de la adhesión, mejorando el comportamiento de estos materiales frente a fuerzas de cizallamiento (Fujita Nakajima et al. 2018).

En el presente estudio, el sistema adhesivo universal presentó mejor comportamiento adhesivo con ambos sistemas de resina (*Bulk Fill* y *Z350XT*) en la superficie dentinaria, semejante a lo reportado en otros estudios (Colak et al. 2016; Ilie et al. 2014). Por el contrario, el sistema adhesivo convencional es vulnerable a largo plazo a procesos de degradación hidrolítica y enzimática en dentina, lo que va en desmedro de la adhesión (Breschi et al. 2008; Pashley et al. 2004). Además, la composición del adhesivo convencional utilizado *Adper Single Bond 2*, contiene un aumento del 10% de relleno, producto de la adición de partículas de nanorelleno, en consecuencia existe un aumento de la viscosidad, disminuyendo el escurrimiento del adhesivo entre la matriz desmineralizada y los túbulos dentinario. Esto podría explicar los menores resultados de adhesión registrados en el presente estudio, ya que independiente del sistema de resinas utilizado, el adhesivo convencional en dentina tuvo un pobre desempeño en comparación al adhesivo universal, no así en esmalte, ya que de acuerdo a este estudio *Adper Single Bond 2* obtuvo mayor resistencia al cizallamiento que el adhesivo universal.

En esmalte, el grabado ácido disuelve selectivamente los prismas de esmalte formando macro y micro porosidades, de esta forma son fácilmente penetradas hacia su interior por el sistema adhesivo, incluso logran formar enlace hidrofóbicos producto de la atracción capilar y el bajo contenido orgánico del sustrato; esto permite que tras la fotopolimerización se forme retención micromecánica, es por eso que de acuerdo a la literatura los sistemas adhesivos que requieran grabado ácido son el *Gold Standard* de la adhesión a esmalte (Sofan et al. 2017).

El tipo de falla resultante de los estudios de cizallamiento se categoriza en tres variables. Una falla adhesiva, corresponde a una separación entre el sustrato dentario y el material restaurador, por otro lado, una falla mixta se produce cuando existe separación parcial entre material restauración y el sustrato dentario, finalmente la falla cohesiva es resultante de la fractura del material restaurador, no habiendo separación entre el material y la superficie dentaria. El tipo de falla se ve influenciado por defectos de superficie, fallas internas del material restaurador, defectos en la confección del cilindro de resina o bien de acuerdo a las capas de adhesivo (Della Bona and Van Noort 1995).

En este estudio no se obtuvieron valores estadísticamente significativos al comparar el tipo de falla con las resinas compuestas ($p=0,622$), sí, se demuestra que el tipo de falla predominante de ambas resinas fue adhesiva con un 73% y un 27 % de fallas cohesivas y mixtas, esto es concordante a los valores obtenidos por Ilie y colaboradores en donde obtuvieron un 71,7% de fallas adhesivas y 28,3% de fallas mixtas en sus estudios (Ilie et al. 2014). También se expone que las fallas de tipo mixtas y cohesivas están relacionadas con una mejor respuesta frente a fuerzas de cizallamiento (Ilie et al. 2014), en este estudio fue observado con mayor frecuencia en dentina y con sistema adhesivo universal independiente a la resina utilizada.

8. CONCLUSIÓN

De acuerdo a los resultados obtenidos en el presente estudio, es posible concluir que:

1. La mayor resistencia al cizallamiento fue para los grupo N° 8 y 4 con 34,00 MPa ($\pm 7,06$) y 33,79 MPa ($\pm 10,94$) respectivamente. Por el contrario la menor resistencia adhesiva fue para los grupos N° 3, 6 y 7 con 9,16 MPa ($\pm 2,699$), 19,76 MPa ($\pm 3,13$) y 14,13 MPa ($\pm 8,13$) respectivamente.
2. Al comparar la resistencia al cizallamiento entre resinas *Filtek Bulk Fill* y *Z350XT*, no se observaron diferencias estadísticamente significativas de acuerdo al test de Kruskal Wallis ($p=0,504$), pese a que se obtuvieron mayores valores medios de resistencia adhesiva para la resina *Bulk Fill*.
3. Al comparar la resistencia al cizallamiento entre ambas resinas, al asociarlos con los diferentes sistemas adhesivos, se observaron diferencias estadísticamente significativas de acuerdo al test de Kruskal-Wallis ($p=0,000$). De esta manera la resina *Filtek Bulk Fill* y *Z350XT* obtuvieron una mayor resistencia al cizallamiento cuando fueron adherida con un adhesivo universal (*Single Bond Universal*) en dentina.
4. Al comparar la resistencia al cizallamiento entre ambas resinas al asociarlas con los sustratos dentales (esmalte y en dentina) no se observaron diferencias

estadísticamente significativas de acuerdo a la prueba de Anova Paramétrica ($p=0,602$).

5. No existieron diferencias estadísticamente significativas al comparar el tipo de falla para las resinas compuestas estudiadas ($p=0,622$). Ambos sistemas de resina presentaron semejante proporción de fallas adhesivas, mixtas y cohesivas.

Se puede concluir que la resina compuesta *Filtek Bulk Fill* no presenta mayor resistencia al cizallamiento que la resina convencional *Z350XT* tanto en esmalte como en dentina independiente al sistema adhesivo utilizado, por lo tanto la hipótesis es rechazada. Sin embargo se logró determinar que la resina *Bulk Fill* tiene una mayor resistencia al cizallamiento que la resina nanohíbrida, cuando es adherida con un adhesivo universal en dentina y posee un comportamiento similar a la resina nanohíbrida en esmalte adherida con adhesivo convencional; es por esto que se sugiere la utilización de grabado selectivo en esmalte al utilizar un sistema adhesivo universal, para asegurar una óptima adhesión entre los distintos sustratos dentales y el material restaurador.

Las resinas compuestas *Bulk Fill* pueden ser una alternativa a las resinas convencionales, especialmente por su mejor eficacia, técnica menos sensible, en especial cuando se trata de restauraciones extensas en el sector posterior, cavidades profundas y en paciente de difícil manejo en donde el factor tiempo es primordial. Finalmente se sugiere corroborar estos resultados en estudios *In Vitro*, midiendo otras variables como microfiltración o fuerzas de tracción en dientes humanos o idealmente en estudios clínicos con el fin asemejar aún más a las condiciones intraorales.

9. RESUMEN

Introducción: Las resinas compuestas son muy utilizadas como material restaurador, sin embargo la técnica es compleja con la técnica incremental. Las resinas “*Bulk Fill*” han solucionado estas desventajas, pero aún es controversial poder restaurar cavidades en un incremento y mantener las mismas propiedades clínicas de una técnica convencional.

Objetivos: Comparar el grado de resistencia al cizallamiento de restauraciones de resina compuesta *Bulk Fill* y nanohíbrida.

Materiales y Métodos: Se utilizaron 32 bloques de esmalte y dentina provenientes de 30 incisivos bovinos. Fueron introducidos en moldes de resina acrílica de autopolimerización y distribuidos aleatoriamente en 8 grupos. Se confeccionaron vástagos de resina compuesta adheridas al sustrato dentario. Para los grupo 1, 2, 3 y 4 se utilizaron resina compuesta nanohíbrida y los grupos 5, 6, 7 y 8 resina compuesta *Bulk Fill*. Posteriormente los grupos fueron sometidos a fuerzas de cizallamiento hasta la falla, cuyos valores que fueron transformados a Megapascales (MPa). Finalmente las muestras fueron analizadas al microscopio para observar el tipo de falla.

Resultados: El diseño factorial no encontró diferencias estadísticamente significativas entre la resistencia al cizallamiento entre resinas compuestas *Bulk Fill* y nanohíbridas ($p=0,504$). El test de Kruskal Wallis demostrò que existe una significativa mayor resistencia al cizallamiento en resinas adheridas con adhesivo universal ($p=0,000$). Al comparar la resistencia al cizallamiento entre ambos sistemas de resinas y el sustrato dental no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,602$), como tampoco al evaluar el tipo de falla con ambos sistemas de resinas ($p=0,622$).

Conclusiones: Se puede concluir que la resina compuesta *Filtek Bulk Fill* no presenta mayor resistencia al cizallamiento que la resina convencional *Z350XT* tanto en esmalte

como en dentina independiente al sistema adhesivo utilizado. Sin embargo se logró determinar que la resina *Bulk Fill* tiene una mayor resistencia al cizallamiento que la resina Nanohíbrida cuando es adherida con un adhesivo universal en dentina y posee un comportamiento similar en esmalte a la resina nanohíbrida adherida con adhesivo convencional.

Palabras claves: Fuerza de cizallamiento, resina *Bulk Fill*, resina nanohibrida, sistemas adhesivos.

10. ANEXOS

Tabla N° 1 Valores de Resistencia al Cizallamiento

Grupo	Número muestra	Fuerza (MPa)	Tipo de Falla
1	3	15,71	adhesiva
1	7	30,46	mixta
1	14	16,96	adhesiva
1	18	32,46	adhesiva
1	20	20,41	adhesiva
1	25	29,11	adhesiva
1	30	26,48	mixta
1	31	20,31	adhesiva
2	1	25,23	adhesiva
2	2	30,77	adhesiva
2	5	41,88	adhesiva
2	13	28,36	cohesiva
2	16	22,82	adhesiva
2	17	23,86	adhesiva
2	22	22,82	mixta
2	24	41,66	cohesiva
3	35	7,95	adhesiva
3	40	12,02	adhesiva
3	42	8,58	adhesiva
3	43	6,07	adhesiva
3	47	9,20	adhesiva
3	48	11,83	adhesiva

3	55	6,29	adhesiva
3	64	14,55	adhesiva
4	34	14,55	adhesiva
4	38	41,04	mixta
4	41	31,40	adhesiva
4	45	44,80	cohesiva
4	49	42,39	mixta
4	53	27,33	adhesiva
4	56	36,58	cohesiva
4	60	47,73	mixta
5	8	15,86	adhesiva
5	10	19,57	adhesiva
5	11	27,20	adhesiva
5	12	17,69	mixta
5	15	20,82	adhesiva
5	27	40,51	mixta
5	29	19,78	adhesiva
5	32	16,43	adhesiva
6	4	17,90	adhesiva
6	6	20,41	adhesiva
6	9	21,66	mixta
6	19	16,34	adhesiva
6	21	21,88	adhesiva
6	23	23,35	adhesiva
6	26	15,18	adhesiva
6	28	23,13	adhesiva
7	33	22,29	adhesiva
7	37	11,73	adhesiva
7	39	12,87	adhesiva
7	46	14,96	adhesiva
7	51	7,42	adhesiva
7	54	32,55	adhesiva

7	61	13,71	adhesiva
7	62	9,52	adhesiva
8	36	25,45	adhesiva
8	44	43,33	mixta
8	50	39,35	cohesiva
8	52	24,89	adhesiva
8	57	38,31	adhesiva
8	58	30,05	mixta
8	59	40,72	cohesiva
8	63	35,28	adhesiva

**FOTOGRAFÍAS DE MATERIALES Y MÉTODOS EN FASE
EXPERIMENTAL. DETERMINACIÓN DE TIPO DE FALLA CON
MICROSCOPIO CARL ZEISS OPMI® PICO.**



Figura N° 1: Imagen de Falla Adhesiva en Espécimen Bovino

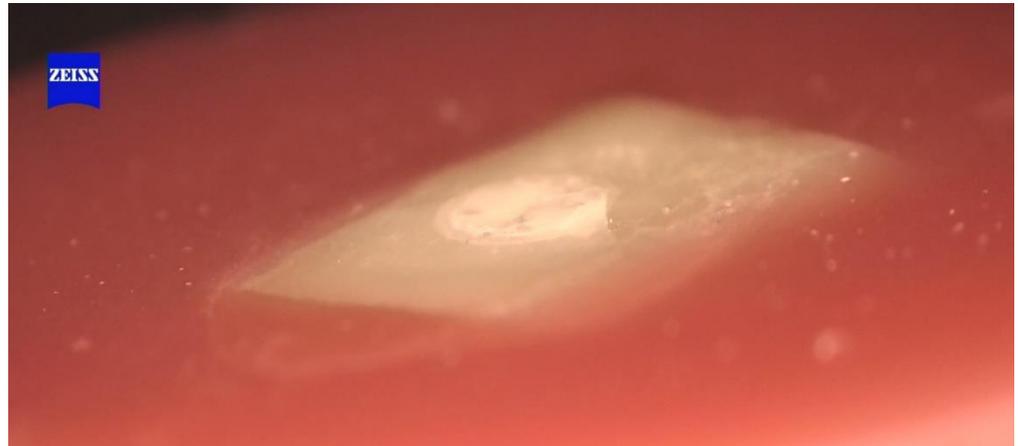


Figura N° 2: Imagen de Falla Mixta en espécimen Bovino

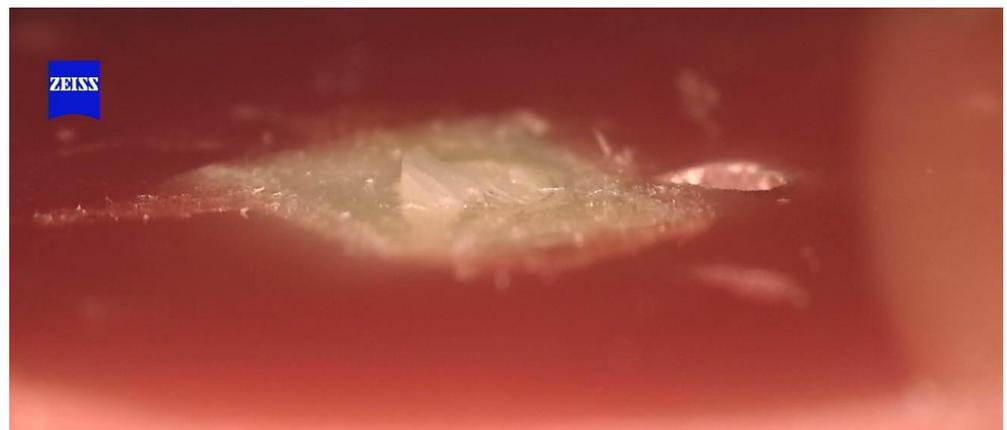


Figura N° 3: Imagen de Falla Cohesiva en espécimen Bovino

11. REFERENCIAS

1. 3M ESPE. 2012. Adhesivo single bond universal. Perfil técnico del producto.
2. 3M ESPE. 2014. Filtek bulk fill. Resina para posteriores. Perfil técnico del producto.
3. Akah MM, Daifalla LE, Yousry MM. 2016. Bonding of bulk fill versus contemporary resin composites: A systematic review and meta-analysis. 9.
4. Alomari QD, Barrieshi-Nusair K, Ali M. 2011. Effect of c-factor and led curing mode on microleakage of class v resin composite restorations. Eur j dent. p. 400-408.
5. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. 2014. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. Dent Mater. 30(2):149-154.
6. Anusavice KJ. 2004. Phillips ciencia de los materiales dentales, 11º edición, capítulo 4 y 14.
7. Bayne SC. 2000. Our future in restorative dental materials. Journal of esthetic dentistry. 12(4):175-183.
8. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. 2008. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. Dent Mater. 24(1):90-101.
9. Burgess J, Cakir D. 2010. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. Compend Contin Educ Dent. 31 Spec No 2:10-15.
10. Camps Alemany I. 2004. La evolución de la adhesión a dentina. Av Odontoestomatol. 20(1):11-17.
11. Charton C, Colon P, Pla F. 2007. Shrinkage stress in light-cured composite resins: Influence of material and photoactivation mode. Dent Mater. 23(8):911-920.

12. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. 2001. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dental Materials*. 17(3):253-259.
13. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. 2017. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: A review. *Br Dent J*. 222(5):337-344.
14. Colak H, Ercan E, Hamidi MM. 2016. Shear bond strength of bulk-fill and nano-restorative materials to dentin. *Eur J Dent*. 10(1):40-45.
15. Czasch P, Ilie N. 2013. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig*. 17(1):227-235.
16. De Assis FS, Lima SN, Tonetto MR, Bhandi SH, Pinto SC, Malaquias P, Loguercio AD, Bandeca MC. 2016. Evaluation of bond strength, marginal integrity, and fracture strength of bulk- vs incrementally-filled restorations. *J Adhes Dent*. 18(4):317-323.
17. Della Bona A, van Noort R. 1995. Shear vs. Tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res*. 74(9):1591-1596.
18. El Damanhoury H, Platt J. 2014. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent*. 39(4):374-382.
19. El Safty S, Silikas N, Watts DC. 2012. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dent Mater*. 28(8):928-935.
20. Engelhardt F, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. 2016. Comparison of flowable bulk-fill and flowable resin-based composites: An in vitro analysis. *Clin Oral Investig*. 20(8):2123-2130.
21. Ferracane JL. 2011. Resin composite--state of the art. *Dent Mater*. 27(1):29-38.
22. Forgerini TV, Ribeiro JF, Rocha RO, Soares FZ, Lenzi TL. 2017. Role of etching mode on bonding longevity of a universal adhesive to eroded dentin. *J Adhes Dent*. 19(1):69-75.
23. Fujita Nakajima K, Nikaido T, Arita A, Hirayama S, Nishiyama N. 2018. Demineralization capacity of commercial 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate-based all-in-one adhesive. *Dent Mater*. 34(10):1555-1565.
24. Goncalves F, Campos LMP, Rodrigues-Junior EC, Costa FV, Marques PA, Francci CE, Braga RR, Boaro LCC. 2018. A comparative study of bulk-fill

- composites: Degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity. *Braz Oral Res.* 32:e17.
25. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, De Munck J. 2012. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent.* 40(6):475-484.
 26. Hervas Garcia A, Martinez Lozano MA, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. 2006. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 11(2):E215-220.
 27. Hervas Garcia A, Martinez Lozano MA, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. 2006. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 11(2):E215-220.
 28. Hewlett ER. 2003. Resin adhesion to enamel and dentin: A review. *J Calif Dent Assoc.* 31(6):469-476.
 29. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. 2013. Bulk-fill resin based composites: An in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent.* 38(6):618-625.
 30. Ilie N, Schonher C, Bucher K, Hickel R. 2014. An in vitro assessment of the shear bond strength of bulk fill resin composites to permanent and deciduous teeth. *J Dent.* 42(7):850-855.
 31. Jang JH, Park SH, Hwang IN. 2015. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Oper Dent.* 40(2):172-180.
 32. Kapoor N, Bahuguna N, Anand S. 2016. Influence of composite insertion technique on gap formation. *J Conserv Dent.* 19(1):77-81.
 33. Lempel E, Czibulya Z, Kovacs B, Szalma J, Toth A, Kunsagi-Mate S, Varga Z, Boddi K. 2016. Degree of conversion and bisgma, tegdma, udma elution from flowable bulk fill composites. *Int J Mol Sci.* 17(5).
 34. Leprince JG, Leveque P, Nysten B, Gallez B, Devaux J, Leloup G. 2012. New insight into the "Depth of cure" Of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater.* 28(5):512-520.

35. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. 2014. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent.* 42(8):993-1000.
36. Loguercio AD, de Paula EA, Hass V, Luque-Martinez I, Reis A, Perdigao J. 2015. A new universal simplified adhesive: 36-month randomized double-blind clinical trial. *J Dent.* 43(9):1083-1092.
37. M. Akah M, E. Daifalla L, M. Yousry M. 2016. Bonding of bulk fill versus contemporary resin composites: A systematic review and meta-analysis.
38. Malhotra N, Kundabala M, Shashirashmi A. 2010. Strategies to overcome polymerization shrinkage--materials and techniques. A review. *Dent Update.* 37(2):115-118, 120-112, 124-115.
39. Posada M . 2006. Dientes de bovino como sustituto de dientes humanos para su uso en la odontología. Revision de la literatura. *Revista CES Odontologia.* 19(1).
40. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. 2018. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater.* 34(1):13-28.
41. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. 2012. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent.* 40(6):500-505.
42. Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. 2013. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent.* 41(5):404-411.
43. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. 1982. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 16(3):265-273.
44. Nurhan AD, Yalçın G, Öztaş. 2014. Comparative mechanical properties of bulk-fill resins. *Open Journal of Composite Materials.* 04(02):117.
45. Ortiz-Ruiz AJ, Teruel-Fernandez JD, Alcolea-Rubio LA, Hernandez-Fernandez A, Martinez-Beneyto Y, Gispert-Guirado F. 2018. Structural differences in enamel and dentin in human, bovine, porcine, and ovine teeth. *Ann Anat.* 218:7-17.

46. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. 2008. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 24(11):1501-1505.
47. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, Ito S. 2004. Collagen degradation by host derived enzymes during aging. *J Dent Res.* 83(3):216-221.
48. Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. 2000. New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent.* 13(Spec No):25d-30d.
49. Perdigão J. 2007. New developments in dental adhesion. *Dent Clin North Am.* 51(2):333-357, viii.
50. Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. 2000. New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent.* 13(Spec No):25d-30d.
51. Roggendorf MJ, Kramer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. 2011. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. Conventionally layered resin composite. *J Dent.* 39(10):643-647.
52. Salz U, Mucke A, Zimmermann J, Tay FR, Pashley DH. 2006. Pka value and buffering capacity of acidic monomers commonly used in self-etching primers. *J Adhes Dent.* 8(3):143-150.
53. Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. 2000. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol.* 45(5):355-361.
54. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliaiu G. 2017. Classification review of dental adhesive systems: From the iv generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma).* 8(1):1-17.
55. Valenzuela DGXZ. 2018. Micromorfología de la capa híbrida de dos sistemas adhesivos: Análisis al met. *Avances en odontoestomatología.* 28(3):133-140.
56. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. 2017. Bulk-fill composites: A review of the current literature. *J Adhes Dent.* 19(2):95-109.
57. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. 2013. Bulk-filling of high c-factor posterior cavities: Effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater.* 29(3):269-277.

58. Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. 2006. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent.* 34(1):77-85.
59. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. 1994. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent.* 22(3):141-146.
60. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. 2003. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent.* 28(3):215-235.
61. Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, Van Herle G. 1993. Comparative sem and tem examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res.* 72(2):495-501.
62. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. 2011. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater.* 27(1):17-28.
63. Von Fraunhofer JA. 2012. Adhesion and cohesion. *Int J Dent.* 2012:951324.
64. Yu P, Yap A, Wang XY. 2017. Degree of conversion and polymerization shrinkage of bulk-fill resin-based composites. *Oper Dent.* 42(1):82-89.