



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

**COMPARACIÓN DE RESISTENCIA A LA TRACCIÓN ENTRE
RESINAS COMPUESTAS BULK FILL Y NANOHÍRIDA
ADHERIDAS A DENTINA CON DIFERENTES SISTEMAS
ADHESIVOS. ESTUDIO *IN VITRO*.**

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE CIRUJANO – DENTISTA.

ALUMNA: KATERIN SOTO OSORIO.

DOCENTE GUÍA: DRA TERESA AZÓCAR CABELLO.

TALCA- CHILE

2019

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

Yo, **Katerin Alicia Soto Osorio**, cédula de Identidad N° 18.176.268-3 autor de la memoria o tesis que se señala a continuación, **SI** 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:	COMPARACIÓN DE LA RESISTENCIA A LA TRACCIÓN ENTRE RESINAS COMPUESTAS BULK FILL Y NANOHÍBRIDA ADHERIDAS A DENTINA CON DIFERENTES SISTEMAS ADHESIVOS. ESTUDIO <i>IN VITRO</i>.
Unidad Académica:	Departamento de Rehabilitación Oral
Carrera o Programa:	Odontología
Título y/o grado al que se opta:	Cirujano-Dentista
Nota de calificación	7.0

Timbre Escuela



**Firma de
Alumno**

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Katerin", written over a horizontal line.

Rut: 18.176.268 - 3

Fecha: 04 / 04 / 2019



FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

**ACTA DE APROBACIÓN
COMITÉ ÉTICO CIENTÍFICO FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
UNIVERSIDAD DE TALCA**

Talca, 26 de septiembre de 2018

REGISTRO: 2018048

A juicio de este Comité la presente investigación cumple con los estándares ético-científicos necesarios para su ejecución.

Título del Proyecto: "Comparación de la resistencia traccional entre resinas bulk-fill y resinas convencionales con diferentes sistemas adhesivos. Estudio in vitro."

Investigadora Responsable: Teresa Azócar Cabello, Departamento de Rehabilitación Buco Máxilo Facial, Escuela de Odontología. Facultad de Ciencias de la Salud.

NOTA: la obtención de cartas de autorización del o los directivos de los establecimientos en los cuales realizará la investigación es de exclusiva responsabilidad de los/as investigadores/as.

**UNIVERSIDAD DE TALCA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
COMITE DE ETICA CIENTIFICA**



FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

ACTA DE APROBACIÓN. CEC Facultad de Ciencias de la Salud
Título: "Comparación de la resistencia traccional entre resinas bulk-fill y resinas convencionales con diferentes sistemas adhesivos. Estudio in vitro."
Investigadora Responsable: Teresa Azócar Cabello.

Prof. Claudia Donoso Sabando

Prof. Viviana Estrada Castro

Sra. Gloria Loyola Muñoz

Prof. Sergio Plana Zenteno

Prof. Guillermo Ramirez Tobar

maribel silva luncumilla

Sra. Maribel Silva Luncumilla

Prof. Maria Ramirez Vergara

UNIVERSIDAD DE TALCA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
COMITE DE ETICA CIENTIFICA

Talca, 26 de septiembre de 2018

INDICE

1. INTRODUCCIÓN	4
2. HIPOTESIS	7
3. OBJETIVOS.....	8
3.1. Objetivo general	8
3.2. Objetivos específicos	8
4. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	9
4.1. Características de la Dentina	10
Características morfológicas de la dentina.	10
4.2. Adhesión a Dentina	12
4.2.1. Clasificación de sistemas adhesivos según mecanismo de adhesión	12
Sistema de adhesión convencional, grabado total o grabado previo:.....	12
Sistema adhesivo autoacondicionante, autograbante, o <i>Self Etch</i>	13
Clasificación de sistemas adhesivos autoacondicionantes o autograbantes.....	14
4.2.2. Concepto Adhesión-Descalcificación.....	16
4.2.3. Factores inherentes a la técnica que intervienen y/o modifican la adhesión	18
Capa Híbrida.....	18
<i>Smear Layer</i>	20
4.3. Generalidades de las Resinas Compuestas	20
4.3.1. Fase Continua o Matriz Orgánica	21
4.3.2. Fase Dispersa o Fase inorgánica	22
4.3.3. Agente de Unión o de Acoplamiento.....	23
4.3.4. Componentes adicionales	24
4.3.5. Contracción de polimerización	24
4.3.6. Factor C	26
4.4. Técnica de uso en resinas compuestas convencionales y <i>Bulk Fill</i>	26
4.5. Resistencia a la Tracción	27
4.6. Tipos de Fallas.....	28
5. MATERIALES Y MÉTODO.....	29
5.2. Preparación de la muestra	30
5.3. Procesamiento de las muestras	32
5.4. Proceso de Termociclado.....	38

5.5.	Medición de la resistencia a la fuerza de tracción.....	38
5.6.	Observación del tipo de falla.....	40
5.7.	Diseño estadístico	41
6.	RESULTADOS	43
7.	DISCUSIÓN	52
8.	CONCLUSIONES.....	56
9.	RESUMEN.....	58
10.	BIBLIOGRAFIA.....	60
43.	ANEXOS	63

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad las resinas compuestas se han transformado en el material de elección para el tratamiento restaurador de lesiones de caries, en reemplazo de las restauraciones de amalgama (Opdam et al. 2007). Sin embargo, existen problemas clínicos asociados a estas restauraciones especialmente en el sector posterior, tales como caries secundarias, fractura de la restauración y microfiltración marginal, asociados principalmente a la contracción de polimerización (Kopperud et al. 2012).

Es por ello, que las nuevas tecnologías han estado enfocadas en mejorar las propiedades físico-mecánicas de las resinas compuestas a través de la incorporación de monómeros de mayor peso molecular y de nanorelleno lo que permite, incorporar una mayor carga de éste a la matriz orgánica. Ambas mejoras contribuyen a disminuir la contracción de polimerización (Ferracane 2011).

En las resinas compuestas nanohíbridas, además de incorporarse nuevos monómeros y nanorellenos para disminuir la contracción de polimerización, se utiliza una técnica incremental con espesores no superiores a 2 mm, con el objetivo de asegurar además, un óptimo porcentaje de curado del biomaterial (Chandrasekhar et al. 2017). El uso de una técnica incremental permite generar tensiones de contracción de polimerización inferiores a la que es capaz de soportar la zona de unión entre el diente y la resina compuesta, evitando así la probabilidad de formación de brechas y en consecuencia el posible fracaso de la restauración (Kowalczyk 2009). Sin embargo, la técnica incremental ha presentado

inconvenientes, tales como la necesidad de mayor tiempo clínico y una mayor probabilidad de contaminación de la interfaz entre las capas del biomaterial. Para evitar esta problemática, se han desarrollado las resinas compuestas *Bulk Fill*, las que permiten realizar incrementos de espesores de 4 a 5 mm (Bucuta and Ilie 2014; Lassila et al. 2012).

Diversos estudios *in vitro* demuestran que la contracción de polimerización de resinas *Bulk Fill* es similar a la de resinas nanohíbridas aplicadas con técnica incremental (Kruly et al. 2018; Rizzante et al. 2019). Otros estudios, que compararon presencia de caries secundaria después de 12 meses en dientes tratados con resinas *Bulk Fill* y nanohíbridas, sugieren que no hay diferencia significativa en la prevalencia de caries secundaria (Baracco et al. 2012; van Dijken and Pallesen 2014). En base a estos estudios, se puede inferir que no hay diferencias entre ambos tipos de resinas compuestas, en cuanto a contracción de polimerización y caries secundaria siendo las resinas *Bulk Fill* una alternativa válida para realizar restauraciones en el sector posterior.

Por otro lado, los monómeros que se encuentran en la composición de la resina compuesta, presentan incapacidad de infiltrarse y humectar los tejidos mineralizados del diente, es por este motivo que se hace necesario aplicar un sistema adhesivo. Actualmente, existen dos técnicas para lograr la adhesión en dentina, la primera requiere de un grabado ácido con ácido ortofosfórico, para desmineralizar la dentina y lograr posteriormente una capa híbrida, generada con la infiltración de la resina adhesiva. La segunda técnica, más reciente, consiste en el uso de adhesivos de autograbado que permiten realizar simultáneamente la desmineralización y la infiltración de la resina adhesiva, facilitando la técnica y acortando los tiempos de trabajo (Breschi et al. 2018). Algunos estudios han demostrado que la calidad de la capa híbrida con sistema adhesivo de autograbado es más

completa y homogénea que la realizada con la técnica de grabado total y posterior aplicación del sistema adhesivo (Breschi et al. 2018; Breschi et al. 2004). En los últimos años se ha incorporado al mercado un nuevo sistema adhesivo, denominado universal, debido a la posibilidad de ser utilizado tanto con técnica de grabado total como con técnica de autograbado, facilitando con ello su aplicación y acortando los tiempos de trabajo clínico. Estudios *in vitro*, han evaluado adhesión a través de pruebas de resistencia a la tracción de adhesivos universales utilizados con técnica de grabado total y autograbado, demostrando que no hay diferencia estadística entre las diferentes técnicas (Chen et al. 2015; Wagner et al. 2014).

En vista del amplio desarrollo tecnológico, simultáneo e independiente, de los biomateriales más comúnmente utilizados en odontología restauradora, es que se hace necesario un estudio que relacione ambos biomateriales (sistema adhesivo y resina compuesta), con el fin de comparar las nuevas técnicas que prometen tiempos de trabajo reducidos y una calidad similar a la obtenida con la técnica convencional. Debido a este motivo como clínicos surge la interrogante acerca de si existe diferencia en la resistencia a la tracción inmediata entre resinas compuestas *Bulk Fill* y nanohíbridas adheridas a dentina, utilizando diferentes sistemas adhesivos.

2. HIPOTESIS

La resistencia a la tracción inmediata de resina compuesta *Bulk Fill* con diferentes sistemas adhesivos es significativamente mayor que la resistencia a la tracción inmediata de resina nanohíbrida con diferentes sistemas adhesivos.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo general

Comparar la resistencia a la tracción inmediata entre resina *Bulk Fill* y resina nanohíbrida, con diferentes sistemas adhesivos.

3.2. Objetivos específicos

Comparar los valores de resistencia a la tracción inmediata entre resina *Bulk Fill* y nanohíbrida adheridas a dentina con sistema adhesivo convencional y sistema adhesivo universal.

Comparar los tipos de fallas producidas entre especímenes con resinas *Bulk Fill* y nanohíbrida, adheridas a dentina con sistema adhesivo convencional y sistema adhesivo universal.

.

4. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Una de las enfermedades más prevalente en la población mundial es la caries dental, la cual actualmente se define como una disbiosis del biofilm oral provocado principalmente por un alto y frecuente consumo de azúcares simples, que al ser metabolizados por bacterias del biofilm generan una disminución en el pH, lo que induce a un cambio ecológico del biofilm oral, y por lo tanto, un cambio de bacterias comensales a patógenas, provocando procesos de desmineralización de los tejidos dentales (Giacaman 2017).

En la mayoría de los casos, el tratamiento de la caries dental es la remoción mecánica de los tejidos cariados y posterior restauración con biomateriales dentales para devolver morfología, función y estética. Actualmente el biomaterial de restauración más utilizado son las resinas compuestas, que han revolucionado el campo de la odontología adhesiva y conservadora, permitiendo maniobras clínicas previamente inconcebibles. Si bien la adhesión a esmalte es un procedimiento seguro y efectivo, en dentina aún se realizan esfuerzos para lograr enlaces resina-dentina duraderos (Breschi et al. 2018). A continuación, se presentan las características de la dentina y se expone la complejidad que presenta este tejido para alcanzar una adhesión que permanezca estable en el tiempo.

4.1. Características de la Dentina

Características morfológicas de la dentina.

La dentina es un tejido compuesto de una fase orgánica (30%), constituida principalmente por una matriz de colágeno tridimensionalmente compleja, donde el 90% corresponde a colágeno tipo I y en menor cantidad colágeno tipo III y V, además de proteínas no colágenas donde destacan los proteoglicanos. Esta matriz se encuentra parcialmente mineralizada (fase inorgánica), por cristales de hidroxiapatita que corresponden al 50% de la composición de la dentina y el 20 % restante es agua (Breschi et al. 2018; Choi et al. 2017).

En cuanto a su morfología, la dentina presenta como unidad estructural los túbulos dentinarios, que corresponden a estructuras cilíndricas que se extienden en todo su espesor. La pared del tubo dentinario está formado por dentina peritubular ($<1 \mu\text{m}$) la cual es altamente mineralizada y con pocas fibras colágenas; entre cada tubo se distribuye dentina intertubular, compuesta por una mayor cantidad de fibras colágenas entre las cuales se depositan cristales de hidroxiapatita (Gómez de Ferraris et al., 2002). La cantidad y diámetro de los túbulos dentinarios depende de la profundidad de la dentina y de los cambios fisiológicos y/o patológicos que se presenten durante la vida. Estas características morfológicas muchas veces dificultan o modifican la adhesión micro-mecánica de las resinas compuestas.

Tipos de dentina, según topografía.

- 1. Dentina superficial:** se forma antes y durante la erupción activa, sus unidades estructurales se encuentran sin proceso odontoblástico, en una cantidad promedio de 18.000 túbulos/mm², y un diámetro de 0.9 μm. Esto permite que la dentina superficial sea el sustrato de adhesión más favorable, ya que presenta la máxima cantidad de fibras colágenas y de hidroxiapatita, presentando una escasa proporción de agua (Uribe-Echevarría,2003).
- 2. Dentina media:** se encuentra constituida por aproximadamente 25.000 túbulos/mm² y un diámetro variable de 1.5 a 1.8 μm otorgándole la característica de ser un sustrato efectivo para la adhesión, ya que presenta fibras colágenas, hidroxiapatita y agua en una cantidad intermedia entre la dentina superficial y profunda (Uribe-Echevarría,2003).
- 3. Dentina profunda:** se caracteriza por presentar túbulos dentinarios de gran diámetro, entre 3.2 a 4.6 μm y en cantidades de 66.000 a 90.000 túbulos/mm². Presenta una menor cantidad de fibras colágenas e hidroxiapatita y un aumento significativo de la cantidad de agua, lo que provoca que sea un sustrato deficiente para la adhesión de restauraciones de resinas compuestas (Uribe-Echevarría,2003).

4.2. Adhesión a Dentina

El primer procedimiento para permitir la adhesión de las resinas compuestas a los tejidos dentales es el acondicionamiento ácido. Su objetivo varía dependiendo de la técnica, ya que puede eliminar o modificar el contenido mineral de la dentina intertubular, lo cual permite exponer la matriz de fibras colágenas necesarias para posteriormente formar una adhesión micro-mecánica junto al sistema adhesivo (Breschi et al. 2018). Actualmente, el tratamiento de la superficie y por tanto del *smear layer*, puede ser realizado con técnica de grabado total y posterior aplicación de un sistema adhesivo, este último puede ser de dos o tres pasos dependiendo de su presentación y aplicación clínica. Por otro lado, se puede acondicionar la superficie con sistemas adhesivos autograbantes, los cuales modifican el *smear layer*, y su aplicación clínica puede ser en una o en dos etapas (Van Meerbeek et al. 2003). Ambas técnicas se describen a continuación:

4.2.1. Clasificación de sistemas adhesivos según mecanismo de adhesión

Sistema de adhesión convencional, grabado total o grabado previo:

La técnica de grabado total o convencional, es aquella en que se utiliza ácido ortofosfórico en una concentración de 35% a 37% y presenta un pH 0.1 a 0.4. Esta técnica permite desmineralizar los tejidos y eliminar completamente el *smear layer*, creando una

microcapa porosa de 5 a 10 μm de profundidad, permitiendo obtener una alta energía superficial. Dicha condición tiene como objetivo entregar una mayor retención micro-mecánica del material adhesivo y, por tanto, de la resina compuesta. Sin embargo, es una técnica sensible, ya que requiere un perfecto control del tiempo de aplicación de la solución ácida y de la realización de un secado ligero para no generar desecación de la dentina y en consecuencia el colapso de las fibras colágenas, lo que podría comprometer el éxito de la capa híbrida y en consecuencia la longevidad de la restauración de resina compuesta. (Breschi et al. 2018; Choi et al. 2017; Pashley et al. 2011).

Sistema adhesivo autoacondicionante, autograbante, o *Self Etch*.

Los sistemas adhesivos autograbantes buscan facilitar el trabajo clínico disminuyendo los pasos de aplicación del material y, en consecuencia, disminuyendo los tiempos de trabajo. Además buscan asegurar una técnica menos sensible tendiente a disminuir la probabilidad de sensibilidad post-operatoria (Van Meerbeek et al. 2011).

Lo que caracteriza a los adhesivos de autograbado, es que contienen monómeros ácidos capaces de acondicionar de manera parcial el tejido dentinario e infiltrar resina adhesiva de manera simultánea a la misma profundidad de la desmineralización del tejido, permitiendo obtener una capa híbrida homogénea. Además, permite que el acondicionamiento del tejido sea más superficial en comparación con la técnica de grabado total, debido a que el sistema adhesivo presenta una menor acidez y porque al difundir en profundidad los monómeros

ácidos interactúan químicamente con el contenido mineral del sustrato, permitiendo que la desmineralización sea limitada.(Van Meerbeek et al. 2011).

Clasificación de sistemas adhesivos autocondicionantes o autograbantes.

Según tipo de molécula acídica:

Existen dos tipos de moléculas acídicas presentes en sistemas adhesivos todo en uno (Sánchez, et al 2004):

1. Monómeros basados en fosfatos, como, por ejemplo: 10-MDP (10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado), PENTA (ester-fosfonato-penta-acrilato), HEMA-fosfato (hidroxietilmetacrilato-fosfato)
2. Monómeros que presentan moléculas policarboxílicas, como 4-META (4-metacriloxietil-trimelitato-anhídrido), que es un ácido polialquenoico, (ácido maléico e itacónico).

Según números de pasos de aplicación clínica:

Dos pasos (“*Two-Step*”) de VI generación, que requiere de la aplicación por separado de un primer autograbado e imprimidor y luego la aplicación de una resina adhesiva (Van Meerbeek et al. 2011).

Un paso (“*One-step*” o “*all-in-one*”) de VII generación, combinan las tres funciones en un solo envase, es decir en una sola solución, donde los componentes del primer ácido, el imprimidor y el adhesivo vienen mezclados (Van Meerbeek et al. 2011).

Dentro de los adhesivos de un paso, se ha incorpora un nuevo sistema adhesivo, siguiendo con la tendencia de simplificar los procedimientos clínicos y garantizar una unión resina-dentina duradera en el tiempo. Estos son los sistemas adhesivos universales, que se caracterizan por otorgan la posibilidad de ser utilizados en esmalte y en dentina con técnica de grabado total o autograbado y por contener, la mayoría de ellos, en su composición monómeros funcionales que interactúan químicamente con los minerales de los cristales de hidroxiapatita (Van Meerbeek et al. 2011).

Según su pH:

En función de su acidez se pueden clasificar en: (Van Meerbeek et al. 2011)

- 1. Ultra suaves:** tienen un $\text{pH} > 2.5$, su interacción con dentina es menos profunda, la capa híbrida tiene un grosor de 300 nm, lo que se conoce como nano-interacción.
- 2. Suaves:** tienen un $\text{pH} (\approx) 2$, genera una capa híbrida que varía entre 0.5-1 μm .
- 3. Medianamente fuertes:** pH entre 1 y 2 generan una desmineralización de la dentina de 1-2 μm .
- 4. Fuertes:** $\text{pH} \leq 1$ dan lugar a una capa híbrida gruesa de aproximadamente 4 μm . Estos adhesivos autograbantes realizan una desmineralización similar al grabado con ácido ortofosfórico al 37 %, sin embargo, los minerales no son eliminados con un procedimiento de enjuague, lo que podría desfavorecer la adhesión.

4.2.2. Concepto Adhesión-Descalcificación.

El concepto de adhesión-descalcificación, hace referencia al mecanismo de unión de los adhesivos de autograbado con los tejidos dentales, en el cual los monómeros de resina son capaces de generar un intercambio entre los minerales extraídos y los monómeros polimerizables, permitiendo la formación de una unión micromecánica.

Estudios demuestran que el monómero ácido, 10-metacriloxidecilsfosfato dihidrogenado (10-MDP) es capaz de interactuar con el calcio liberado de los cristales de hidroxiapatita generando un enlace iónico hidrolíticamente estable dando como resultado una sal calcio-MDP insoluble, además los grupos fosfatos del monómero MDP pueden formar enlaces covalentes con los grupos fosfatos de los cristales de hidroxiapatita. Estas uniones químicas se van depositando de forma continua en la superficie formando *nano-layering* (nano-capas estratificadas) que podría generar protección frente a la biodegradación de la capa híbrida, incrementando la durabilidad de la restauración (Van Meerbeek et al. 2011; Yoshida et al. 2012).

Según el perfil técnico el adhesivo Single bond™ Universal® 3M ESPE, contiene dentro de su composición el monómero 10-MDP además de un copolímero de ácido polialquenoico de Vitrebond, que prometen mejorar la unión a dentina.

4.2.3. Factores inherentes a la técnica que intervienen y/o modifican la adhesión

Capa Híbrida.

Corresponde a una zona intermedia entre la restauración y la dentina, compuesta por una matriz de fibras colágenas expuestas por previo acondicionamiento ácido y la infiltración de un sistema adhesivo, obteniendo como resultado un mecanismo de retención micromecánico entre las fibras colágenas y el sistema adhesivo luego del proceso de fotopolimerización de los monómeros adhesivos (Ramos et al., 2015;(Breschi et al. 2018).

Nakabayashi et, al. (1982) fueron los primeros en demostrar la formación de una capa híbrida, ya que después de acondicionar la dentina con una solución denominada 10-3 (10% de ácido cítrico y 3% de cloruro férrico) y aplicar un adhesivo basado en 4-META (4-metacriloxietil trimetilato anhídrido), observaron una capa de 3-6 μm , a la cual llamaron “capa híbrida” (Nakabayashi et al. 1982).

Las características de la capa híbrida dependerán de la técnica de sistema adhesivo empleada, si se realiza grabado total con ácido ortofosfórico al 35-37%, se eliminará completamente el *smear layer*, generando una superficie desmineralizada de 5 a 10 μm de profundidad, con una matriz de colágeno suspendida en agua que debe ser completamente reemplazada por monómeros adhesivos. Sin embargo, nunca se logra una infiltración completa del sistema adhesivo, quedando el tercio inferior de la capa híbrida con fibras colágenas desnudas que son susceptibles a la degradación hidrolítica producto de la activación de Metaloproteinasas (MMP) endógenas presentes en la matriz de la dentina (Breschi et al. 2018).

Al utilizar un sistema adhesivo autograbante, el cual acondiciona el tejido e infiltra monómeros adhesivos de manera simultánea, se disminuye la discrepancia entre la profundidad de desmineralización y la de infiltración. Se crea de esta manera una capa híbrida más homogénea y por consiguiente menos susceptible a la biodegradación hidrolítica (Breschi et al. 2018). El espesor de la capa híbrida con estos sistemas adhesivos, dependerá del pH de la solución como se vio anteriormente en la clasificación de los sistemas adhesivos autograbantes según su pH.

Smear Layer.

El *smear layer* es una capa de detritus formada por acción de instrumentos manuales o rotatorios al momento de realizar una preparación cavitaria y tiene un espesor variable de 1 a 2 μm ; esta capa puede extenderse hacia el interior de los túbulos dentinarios en forma de tapones o *smear plugs*. El *smear on* junto con los *smear plugs*, forman el barro dentinario, los cuales podrían reducir la permeabilidad de la dentina frente al efecto del sistema adhesivo hasta en un 86% (Pashley 1992).

De acuerdo con la técnica adhesiva escogida, será el tratamiento que recibirá el *smear layer*, ya que si se realiza la técnica de grabado total con ácido ortofosfórico al 35-37%, éste se removerá completamente; por el contrario, si se utiliza una técnica de autograbado, el *smear layer* será modificado, pero no eliminado.

4.3. Generalidades de las Resinas Compuestas

Las resinas compuestas están constituidas por tres fases principalmente: una matriz orgánica, una fase inorgánica o de relleno y un agente de unión o de acoplamiento. Este último permite la unión entre la matriz orgánica y la fase inorgánica, permitiendo que la estructura se comporte de forma integrada. Adicionalmente, se incorporan inhibidores del proceso de polimerización, pigmentos, iniciadores y activadores de polimerización (Ferracane 2011).

4.3.1. Fase Continua o Matriz Orgánica

En la década de los sesenta R.L Bowen, presentó la fórmula de un nuevo monómero de alta viscosidad y peso molecular con potencial de ser polimerizable. Este monómero se denominó Bisfenol Glicidil Metacrilato (BIS-GMA), molécula formada por la reacción del bisfenol-A y del metacrilato de glicidilo. En la actualidad BIS-GMA constituye la base de la mayoría de los materiales resinosos (Chen 2010; Sideridou et al. 2002).

Debido a que la reacción de polimerización trae como consecuencia el fenómeno de contracción de polimerización, actualmente el enfoque es desarrollar monómeros que minimicen este fenómeno. En la actualidad las resinas compuestas están constituidas por distintos tipos de monómeros, como por ejemplo, los de alto peso molecular, como son BIS-GMA y UDMA (dimetacrilato de Uretano) que además, tienen una alta viscosidad por lo que deben ser diluidos con monómeros de bajo peso molecular y de baja viscosidad, tales como TEGMA (trietilenglicol-dimetacrilato) y HEMA (metacrilato de hidroxietilo). La adición de estos monómeros de bajo peso molecular facilitan la manipulación del material y permite la incorporación de una mayor carga de relleno a la matriz orgánica (Chen 2010).

Según las especificaciones técnicas del fabricante, las resinas Filtek[®] Z350 XT (ESPE, 3M EE.UU.) están constituidas por monómeros de BIS-GMA, BIS-HEMA, UDMA y pequeñas cantidades de TEGMA. En cambio, la resina Filtek[®] Bulk fill (ESPE, 3M EE.UU.) contiene un nuevo monómero de alto peso molecular, denominado Uretano Dimetacrilato Aromático (AUDMA), el cual tiene una menor cantidad de grupos reactivos y además se le

ha incorporado un monómero por Adición/ Fragmentación (AFM). Este último monómero se desintegra a través de un proceso de fragmentación durante la polimerización, permitiendo una relajación en la cadena en formación. Los fragmentos conservan además la capacidad de reaccionar entre sí o con otros sitios reactivos del polímero en desarrollo. Contiene además monómeros de UDMA, monómero de mayor peso molecular y viscosidad, y DDDMA (1,12 dodecanediol-dimetacrilato). Estos monómeros permiten disminuir la contracción de polimerización, utilizando incrementos de 4 a 5 mm. (Mandava et al. 2017).

4.3.2. Fase Dispersa o Fase inorgánica

La fase inorgánica o de relleno está constituida por fragmentos cerámicos de pequeño tamaño, que son incorporados a la matriz orgánica para mejorar las propiedades físico-mecánicas de la resina compuesta, permitiendo disminuir la contracción de polimerización y el coeficiente de expansión térmica (Sideridou et al. 2002). En un inicio se utilizaron macrorellenos que tenían un tamaño de 1 a 50 μm . Este tamaño de partícula no permitía una gran cantidad de carga de la matriz orgánica, por lo que sus propiedades mecánicas no eran las óptimas, además de obtener un pulido deficiente. Es por este motivo que en la actualidad los estudios se han enfocado en desarrollar nanotecnología, es decir, generar partículas en tamaños de 0.1 a 100 nm. Esto ha permitido incorporar una mayor carga a la matriz orgánica y de esta forma se disminuye la cantidad de monómero por unidad de volumen, obteniendo como consecuencia una menor contracción de polimerización, mejor dispersión de tensiones, mejores propiedades mecánicas y mejores características estéticas (Beun et al. 2007). El relleno más utilizado es el Sílice o Cuarzo y Zirconio los cuales son la base para los materiales dentales y se usan en combinación con otros elementos, como es el caso del

Vidrio de Sílice, que contiene además, Bario y Estroncio, los que proveen de radioopacidad al material. (Chen 2010).

Según las especificaciones del fabricante, la resina compuesta Filtek[®] Z350 XT (ESPE, 3M EE.UU) posee en su composición nano-sílice de 20 nm y un nano-cluster de Zirconio. El tamaño de las partículas agregadas oscila dentro del rango de 0.6 a 1.4 μm , considerándose como un nano-híbrido, es decir, con partículas con tamaños de micrómetros a nanómetros. Teóricamente la carga de relleno constituiría el 78,5% en peso de la resina compuesta. La resina compuesta Filtek[®] Bulk fill (ESPE, 3M EE.UU), contiene Sílice de 20 nm, Zirconia de 4 a 11 nm, un agregado de relleno Cluster de Zirconia/ Sílica y un aglomerado de partículas de trifluoruro de Iterbio (YbF_3) de 100 nm, utilizado para aumentar la radiopacidad. La carga total de relleno es de 76.5% en peso de la resina compuesta. Según un estudio del contenido de relleno de resinas *Bulk Fill*, la resina Filtek[®] Bulk fill contiene en su composición partículas esféricas de 0.1 a 4.0 nm. de Aluminio, Silicio y Zirconio (Fronza et al. 2017).

4.3.3. Agente de Unión o de Acoplamiento

Para que las resinas compuestas tengan un comportamiento físico-mecánico satisfactorio, es de vital importancia que las partículas de carga (relleno) estén unidas con la matriz orgánica. Para este efecto se utiliza típicamente una molécula bifuncional derivada del Silano, que corresponde al 3-metacriloxipropilmetoxisilano. Esta molécula es capaz de unirse iónicamente por un extremo con los grupos hidroxilo del relleno, y por el otro

extremo tiene el potencial de co-polimerizar con los monómeros de la matriz orgánica a través de enlaces covalentes. Esto permite que cuando la resina compuesta sea sometida a tensiones, actúe como una unidad integrada y pueda transferir tensiones desde la matriz orgánica que es más flexible, a las partículas de relleno que son más rígidas, disipando de esta manera las tensiones producidas en el material (Chen 2010).

4.3.4. Componentes adicionales

Las resinas compuestas presentan en su composición inhibidores del proceso de polimerización que prolongan la vida útil del material, pigmentos, y activadores. Estos últimos permiten la generación de radicales libres en los monómeros, posibilitando la reacción de polimerización (Nocchi 2008). Además, contienen un fotoiniciador, el más utilizado es la Canforoquinona que es activado con luz visible de longitud de onda de 450-500 nanómetros, siendo su absorción máxima una longitud de onda de 470 nanómetros. Una vez activada interactúa con un agente reductor que corresponde a una amina terciaria alifática que genera los radicales libres y, por tanto, el inicio del proceso de polimerización (Chen 2010).

4.3.5. Contracción de polimerización

Los monómeros contenidos en las resinas compuestas se encuentran unidos débilmente por fuerzas de Van der Waals, sin embargo, cuando se inicia el proceso de polimerización, los monómeros se unen a través de enlaces covalentes para formar polímeros; este proceso

genera una reducción de las distancias entre las moléculas, lo que conduce a un proceso denominado contracción de polimerización (El-Damanhoury and Platt 2014; Kaisarly and Gezawi 2016).

Cuando el material se encuentra confinado en una cavidad operatoria, no puede fluir y cambiar de forma para liberar tensiones, excepto en las superficies que se encuentren libres. En consecuencia, la generación de tensiones en las paredes que contienen el material se produce un estrés de contracción, que podría ser perjudicial para la integridad marginal entre el diente y la restauración (El-Damanhoury and Platt 2014). La magnitud del estrés generado dependerá del tipo de matriz, la cantidad de relleno presente en la resina compuesta, de la cinética de polimerización, del grado de conversión de monómeros a polímeros y del módulo de elasticidad del material (Braga et al. 2005; El-Damanhoury and Platt 2014).

Para intentar disminuir este proceso, inherente de los materiales poliméricos, es que se realizan modificaciones como por ejemplo, en la composición de las resinas compuestas, tanto en el relleno como en la matriz orgánica, también la realización de una técnica incremental para disminuir el factor C y asegurar una correcta conversión de monómeros a polímeros, entre otras (El-Damanhoury and Platt 2014).

4.3.6. Factor C

Para describir las condiciones de configuración de la cavidad y relacionarlas con las tensiones o estrés por contracción de polimerización, se creó el término factor C que se define como la relación entre las superficies adheridas y no adheridas (Braga et al. 2005; Feilzer et al. 1987). Este concepto tiene como fundamento de que el estrés de polimerización aumenta, al aumentar el factor C, debido a que al tener más superficies adheridas que superficies libres, el material fluye menos y liberará menos tensiones (Fok and Aregawi 2018). Junto con la necesidad de disminuir el factor C y garantizar la profundidad de curado, es que se realiza la técnica incremental para la aplicación de resinas convencionales.

4.4. Técnica de uso en resinas compuestas convencionales y *Bulk Fill*

Unas de las causas que hace que la técnica restaurativa sea un proceso sensible, es la limitación en la profundidad de curado y la contracción de polimerización y, por consiguiente, el estrés de polimerización, proceso inherente a la reacción de polimerización (Ferracane and Hilton 2016).

Con el fin de minimizar ambos procesos es que las resinas compuestas convencionales se manipulan con técnica incremental, donde el espesor de cada incremento es de un máximo de 2 mm, asegurando así un proceso de curado adecuado y un mayor control de la

contracción de polimerización. Sin embargo, este proceso hace que el tiempo de trabajo clínico sea extenso, siendo incómodo tanto para el paciente como para el operador (Fronza et al. 2017). Para acortar los tiempos de trabajo clínico y mantener o mejorar las propiedades físico-mecánicas, es que las nuevas investigaciones han estado enfocadas en mejorar los componentes de las resinas compuestas, como es el caso de las resinas *Bulk Fill*, que con su nueva formulación de monómeros y aumento de la translucidez, se pueden manipular con incrementos de 4 a 5 mm (Fronza et al. 2017).

4.5. Resistencia a la Tracción

La resistencia traccional se define como la tensión máxima que puede soportar un material antes de provocarse una fractura. Su valor está relacionado con la cantidad y fortaleza de las uniones químicas (Vanajasan, et al 2011). La resistencia a la unión se define como la carga necesaria que se aplica hasta alcanzar el fracaso de ésta, dividido por el área transversal de la superficie de unión (Vanajasan et al. 2011). La fuerza de tracción es provocada por una carga que tiende a estirar o alargar un cuerpo; para medirla se aplican dos fuerzas en igual dirección y sentido contrario que tiende a aumentar la longitud del cuerpo hasta alcanzar la ruptura de la unión (Machi R. 1998).

4.6. Tipos de Fallas

Al medir la unión de la resina compuesta a la dentina, en realidad lo que se mide es la resistencia a la unión en las diferentes estructuras, estas se miden en el siguiente orden: resina compuesta, sistema adhesivo, capa híbrida, fibras colágenas no hibridizadas y dentina íntegra. Si los valores de resistencia a la tracción se observaran de forma individual, las fibras colágenas no hibridizadas constituyen la estructura de menor resistencia.

El mecanismo de la falla producida en la adhesión de la dentina se puede clasificar en (Chen et al. 2015):

1. **Cohesiva:** una unión cohesiva se genera cuando se atraen moléculas del mismo tipo, por lo que una falla cohesiva es por un fracaso a nivel de la resina compuesta, quedando íntegra la unión adhesiva.
2. **Adhesiva:** existe una unión adhesiva por atracción de moléculas diferentes, por lo que una falla adhesiva se observara por fracaso en la unión de la interfase adhesivo/dentina.
3. **Mixta:** se produce una ruptura tanto a nivel del sistema adhesivo como de la resina compuesta, observándose en la superficie dentinaria adhesivo y resina compuesta.

5. MATERIALES Y MÉTODO

Se realizó un estudio experimental *in vitro*, en la superficie dentinaria de terceros molares humanos con indicación de exodoncia por motivos periodontales, ortodóncicos y/o rehabilitadores, durante el primer semestre de 2018. Los dientes fueron donados por cada paciente a través de un acta de donación previamente autorizada por el comité de Bioética de la Universidad de Talca (Anexo N°1) y los procedimientos de exodoncia fueron realizados por cirujanos máxilo-faciales del hospital de Talca. Se conformó una muestra por conveniencia de cuarenta dientes, divididos aleatoriamente en cuatro grupos de diez dientes cada uno (n=10) (Armstrong, 2017).

Los criterios de inclusión fueron; ausencia de lesiones de caries, obturaciones, defectos estructurales, una superficie oclusal mayor a 16 mm² y desarrollo radicular completo. Se excluyeron del estudio aquellos dientes que luego de la preparación de la superficie presentaron una cara oclusal menor a 16 mm², necesario para la confección del vástago de resina.

Los dientes fueron almacenados en solución de cloruro de sodio al 0,9% a temperatura ambiente, la cual fue renovada cada 7 días en etapa pre-experimental y cada 48 horas en etapa experimental.

5.2. Preparación de la muestra

Los dientes fueron preparados eliminando restos orgánicos con instrumental de periodoncia (Jacket N° 30-33 Hu Friedy), ultrasonido, escobillas de profilaxis y piedra pómez gruesa.

A cada diente se le realizó una probeta acrílica de tamaño adecuado para ser colocado en la mesa de fijación de la máquina Instron (EMIC Instron 23S São José dos Pinhães, Brazil). Antes de realizar la probeta de acrílico se prepararon las superficies radiculares de los dientes, con ranuras para retención de 1,5 mm de profundidad, con piedra diamantada cilíndrica N°10 (JOTA, Switzerland, Lote n°: 549213, ISO: 806314233524010). Luego se realizó el desgaste de la cara oclusal de cada diente con fresa diamantada troncocónica N° 012 (JOTA, Switzerland, Lote N°: 549213, ISO: 806314233524012), hasta la exposición de dentina media, guiada por la exposición de la dentina a nivel de la fosa oclusal más profunda.



Fig. 1: Ranuras radiculares de 1,5 mm de profundidad.

Posteriormente, se confeccionó un cilindro con acrílico de autopolimerización (metacrilato de metilo) o acrílico rosado (Marche[®] Lote N°: 3640894/93) y monómero (Marche[®] Lote N°: 3640894/93). Se dosificaron en una proporción de 3.0 gr de polvo/ 1.15ml de monómero, para lo que se utilizó una balanza digital y una jeringa hipodérmica respectivamente. El acrílico fue contenido en un cilindro de acero inoxidable de 21 mm de diámetro externo, 16 mm de diámetro interno y 13 mm de alto. Las raíces de los dientes fueron sumergidas en acrílico durante la etapa granulosa hasta el límite amelocementario y fueron inmovilizadas y ubicadas con la cara oclusal paralela al piso con ayuda de la varilla analizante de un tangenciografo. Una vez confeccionados los cilindros de acrílico, se utilizó de manera secuencial, sobre la superficie oclusal, la serie de cuatro discos de pulido Sof-Lex XT (3M ESPE, St. Paul, MN, EE. UU.), los que se aplicaron por 10 segundos cada uno, posteriormente se finalizó el pulido con lija al agua (Sia negra, N° 360, Made in Switzerland). De esta manera se aseguró la obtención de una superficie completamente plana y un *smear layer* estandarizado entre los especímenes.



Fig. 2: Cilindros de acero inoxidable, que sirvieron de molde para la confección de las probetas de acrílico.



Fig. 3: Confección de la probeta de acrílico.

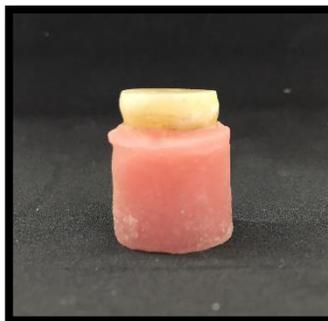


Fig. 4: Probeta de acrílico.

5.3. Procesamiento de las muestras

Una vez que la superficie oclusal se encontraba completamente plana y paralela al piso, se procedió a confeccionar vástagos de resina compuesta que se adhirieron a la cara oclusal de cada espécimen, los biomateriales que se usaron en cada grupo se aplicaron según las especificaciones técnicas del fabricante. La composición de los sistemas adhesivos utilizados se observa en la Tabla N°2 de la sección de Anexos. A continuación, se detalla la distribución de los especímenes y los biomateriales utilizados en cada grupo.

Grupo	n° de muestra	Sistema adhesivo	Resina compuesta
1 Control	10	Single bond 2® (Grabado total)	Z350 XT®
2	10	Single bond 2® (Grabado total)	Filtek® Bulk Fill
3	10	Single bond Universal® (Autograbado)	Filtek® Bulk Fill
4	10	Single bond Universal® (Autograbado)	Z350 XT®

Tabla N°1: Grupos de estudio.

A continuación, se especifica la técnica de preparación de los especímenes pertenecientes a cada grupo con los biomateriales correspondientes, siguiendo las indicaciones del fabricante.

Grupo N° 1 (Control): Técnica de grabado total y sistema adhesivo Adper Single Bond 2® 3M ESPE y resina compuesta Filtek® Z350 XT 3M ESPE.

Se procedió a limpiar la superficie con escobilla de profilaxis y piedra pómez fina, luego se secó la superficie con aire suave, se realizó el acondicionamiento de la dentina con ácido ortofosfórico al 37% (Scotchbond™ 3M ESPE Dental Products St. Paul, MN 55144-1000 USA), por 15 segundos y se lavó con agua en forma de spray por 30 segundos, posteriormente se secó la superficie con aire suave por 5 segundos.



Fig. 5: Acondicionamiento de la dentina con ácido ortofosfórico al 37%.

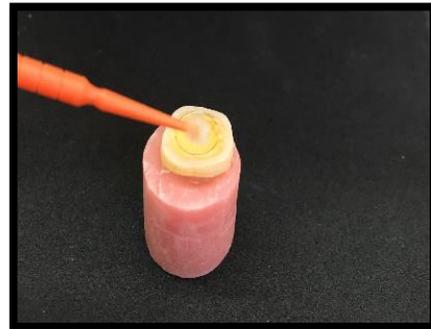


Fig. 6: Aplicación de sistema adhesivo Adper Single Bond 2® 3M

Se aplicó una primera capa de sistema adhesivo Adper™ Single Bond 2® (3M ESPE, Dental Products St. Paul, MN 55144 USA Lote: N864402) la cual se frotó con mini brush sobre la superficie dentinaria por 20 segundos, luego se sopló con un flujo de aire suave por 5 segundos y se aplicó una segunda capa usando el mismo procedimiento. Finalmente, se fotopolimerizó con lámpara LED de fotocurado (Dring Light 3M ESPE Elipar™ 2500, N° 5560 AF, 3M Dental products, N° serie 7008057) con 2000 mW/cm² por 10 segundos.

Luego de la aplicación del adhesivo, se confeccionó un vástago de resina compuesta, Filtek® Z350 XT (color A2, 3M ESPE, Dental Products St. Paul, MN 55144-1000 USA Lote N°: N931828), con técnica incremental en espesores de 2 mm y se fotopolimerizó por 20 segundos cada incremento.

Para posicionar la superficie dentinaria paralela al piso, se colocó cada espécimen en la mesa del tangenciografo y sobre la superficie dentinaria se colocó centrado un dispositivo de goma transparente anteriormente dimensionada (5mm de alto, 6 mm de diámetro externo y 4 mm de diámetro interno), el cual se estabilizó con la varilla analizante del mismo instrumento. Una vez posicionado el molde de goma, se colocó en su interior resina compuesta, Filtek® Z350 XT (color A2, 3M ESPE, Dental Products St. Paul, MN 55144-1000 USA Lote N°: N931828). El último incremento no se fotopolimerizó inmediatamente, ya que se posicionó la parte superior del vástago con la ayuda del tangenciografo. Esta parte superior correspondía a un óvalo de resina compuesta el cual se fabricó sobre una loseta de vidrio utilizando como molde una platina de acero inoxidable de forma ovalada de 3mm de espesor. Se colocó el óvalo en contacto con el cilindro de resina, anteriormente confeccionado sobre la superficie dentinaria y se fotopolimerizó por 20 segundos en ambos lados, dejando a la vista el vástago con terminación en T. Para separar el dispositivo de goma del vástago se realizó un corte vertical en dicho molde con un bisturí número 11. La preparación del vástago se realizó de la misma manera en todos los especímenes con el sistema adhesivo y la resina compuesta que corresponde a cada grupo.

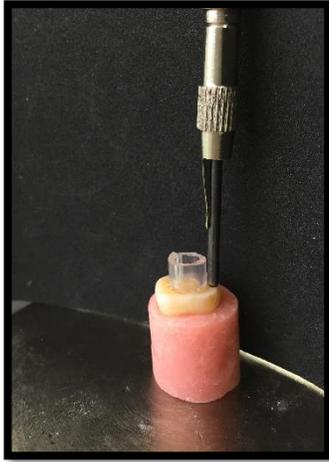


Fig. 7: Posicionamiento dispositivo de goma



Fig. 8: Aplicación de resina compuesta para la confección del vástago

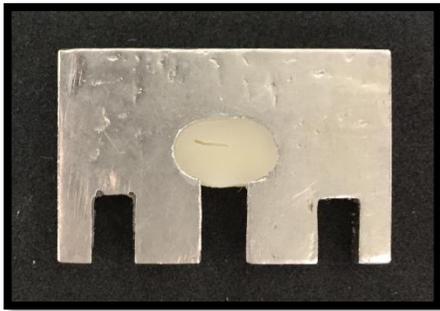


Fig. 9: Confección del óvalo de resina compuesta



Fig. 10: Posicionamiento del óvalo, terminación en "T"



Fig. 11: Confección del vástago en forma de "T".

Grupo 2: Técnica de grabado total y sistema adhesivo Adper Single Bond 2[®] 3M ESPE y resina compuesta Filtek[®] Bulk fill 3M ESPE.

Se realizó el acondicionamiento de la dentina con ácido ortofosfórico al 37% y la aplicación de sistema adhesivo Adper Single Bond 2[®] (3M ESPE, Dental Products St. Paul, MN 55144 USA Lote: N864402) siguiendo la secuencia mencionada anteriormente para el grupo N°1.

Posteriormente se confeccionó el vástago con resina compuesta Filtek[®] Bulk fill (color A2, 3M ESPE, Dental Products St. Paul, MN 55144-1000 USA Lote N°: N965371), con incrementos de 4 mm, y se fotopolimerizó con lámpara LED (Dring Light 3M ESPE EliparTM 2500, N° 5560 AF, 3M Dental products, N° serie 7008057) por 20 segundos. La confección del vástago en forma de “T” se realizó siguiendo la secuencia que se especificó anteriormente para el Grupo N°1.

Grupo 3: Técnica de autograbado con sistema adhesivo Single bond Universal[®] 3M ESPE y resina compuesta Filtek[®] Bulk fill 3M ESPE.

Se colocó una gota de adhesivo Single bond Universal[®], (3M ESPE, Deutschland GmbH, Germany, Lote: N642541), en la superficie dentinaria, se frotó con un mini-brush por 20 segundos, posteriormente se sopló con flujo de aire suave por 5 segundos, finalmente se fotopolimerizó por 10 segundos. Para la confección del vástago se utilizó resina compuesta Filtek[®] Bulk fill (color A2, 3M ESPE, Dental Products St. Paul, MN 55144-1000 USA Lote

Nº: N965371), con incrementos de 4 mm. Siguiendo la secuencia anteriormente mencionada en el Grupo N°1.

Grupo 4: Técnica de autograbado con sistema adhesivo Single bond Universal® 3M ESPE y resina compuesta Filtek® Z350 XT 3M ESPE.

Se colocó una gota de adhesivo Single bond Universal® (3M ESPE, Deutschland GmbH, Germany, Lote: N642541), en la superficie dentinaria, como se especificó en el grupo N°3. Se confeccionaron vástagos de resina compuesta Filtek® Z350 XT (color A2, 3M ESPE, Dental Products St. Paul, MN 55144-1000 USA Lote N°: N931828), con técnica incremental siguiendo la secuencia especificada en el Grupo N°1.

Una vez confeccionados los vástagos en forma de “T” se procedió a confeccionar la probeta de acrílico del extremo superior. Para lo cual se utilizó un sistema de cilindros que permitió sumergir el óvalo de resina compuesta en el acrílico de autocurado, además se colocaron varillas de acero de 3 mm de altura para estandarizar la cantidad de resina compuesta expuesta para realizar las pruebas de resistencia a la tracción.



Fig. 12: Sistema de cilindros para la confección de probeta



Fig. 13: Confección del extremo superior de la probeta



Fig. 14: Probeta finalizada

5.4. Proceso de Termociclado

Para simular de mejor forma las condiciones de la cavidad bucal, cada espécimen se sometió a procesos de termociclado, de 250 ciclos de un minuto, cada ciclo se dividió en 20 segundos a 5°C, 10 segundos a temperatura ambiente, 20 segundos a 55°C, y finalmente 10 segundos a temperatura ambiente, terminados estos ciclos, cada espécimen se dejó inmerso en suero fisiológico, el cual fue cambiado cada 72 horas.

5.5. Medición de la resistencia a la fuerza de tracción

Para medir la resistencia a la fuerza de tracción, los especímenes de cada grupo se colocaron en una máquina Instron (EMIC Instron 23S São José dos Pinhaes, Brazil) la cual fue usada a una velocidad de cabezal de 0.5 mm/min con una celda de carga de 200 kg de fuerza a 25°C y a una humedad relativa de 50%, La máquina Instron utilizada fue facilitada por la Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso.



Fig. 15: Cajas metálicas para colocar la probeta



Fig. 16: Probeta colocada en cajas metálicas



Fig. 17: Máquina Instron

Para poder comparar los resultados obtenidos independiente del tamaño de la probeta, se expresa la resistencia en MPa en función de la superficie testeada. El programa computacional de la máquina Instron utilizada, solicitaba ingresar el diámetro de la superficie testeada, la cual fue medida con un calibrador digital (Mitutoyo Absolute Digimatic, CD-6"). Con estos datos el programa computacional calculó automáticamente la resistencia a la tracción en MPa.

5.6. Observación del tipo de falla

Luego de ser realizadas las pruebas de resistencia a la tracción los especímenes, se almacenaron en cloruro de sodio al 0,9% (Flex Parma®, Lote:1103917). La observación del tipo de falla, fue realizada por un examinador experto calibrado y con desconocimiento de los materiales utilizados en cada uno de los especímenes. Se utilizó un microscopio operativo Carl Zeiss® modelo OPMI PICO, perteneciente al programa de Especialización de Endodoncia, con un aumento de 40X. El tipo de falla se clasificó como adhesiva si la fractura se generaba en la unión del agente adhesivo y la dentina; cohesiva si la fractura se generaba a nivel de la resina compuesta, quedando íntegra la unión adhesiva y mixta si en la superficie de unión a dentina se observaba tanto resina compuesta como sistema adhesivo.



Fig. 18: Falla adhesiva



Fig. 19: Falla cohesiva



Fig. 20: Falla mixta

5.7. Diseño estadístico

Para el análisis de los valores obtenidos en este estudio de investigación *In Vitro*, se utilizó el sistema computacional SPSS para Windows®. La variable dependiente corresponde a la resistencia a la tracción expresada en Megapascales (MPa) como unidad de medida por lo que se clasifica como una variable cuantitativa continua. Otra variable dependiente es el tipo de falla generada luego de las pruebas de tracción, esta variable se clasifica como una variable categórica cualitativa con tres categorías, adhesiva, cohesiva y mixta.

Las variables independientes corresponden a los biomateriales utilizados, es decir sistemas adhesivos (Single bond 2® y Single bond Universal®) y resinas compuestas (Filtek® Z350 XT y Filtek® Bulk fill); ambas variables son cualitativas.

Para todas las pruebas estadísticas se utilizó un valor de significancia del 95% ($p \leq 0.05$). Las pruebas estadísticas aplicadas fueron Shapiro-Wilk para determinar si existe una distribución normal de los datos analizados, posteriormente se realizó un análisis de varianza a través del test no paramétrico de Kruskal Wallis, con el fin de establecer si existía o no diferencia la resistencia a la tracción (MPa), es decir si las muestras pertenecen a una misma distribución. También se realizó análisis estadístico por grupos tratados con un mismo biomaterial, con el fin de comparar si existía diferencia estadística entre las técnicas utilizadas para cada biomaterial, para estas comparaciones se utilizó test Mann y Whitney. Finalmente, para evaluar la distribución de las frecuencias los tipos de fallas, se aplicó el test de Chi Cuadrado.

6. RESULTADOS

Los resultados de los valores de la resistencia a la tracción inmediata (MPa) de cada grupo definido por espécimen, y sus respectivos tipos de fallas se encuentran en la sección N°3 de Anexos.

En la Tabla N° 2 se observan los valores promedios y desviación estándar para la resistencia a la tracción inmediata (MPa) por grupo.

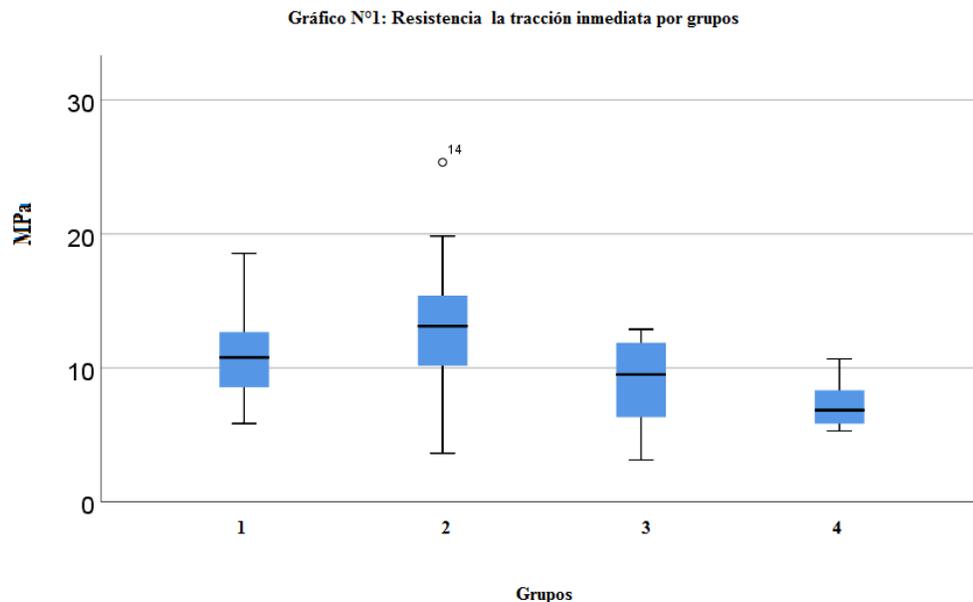
Grupos	Promedio	Desviación estándar
1	11,31	4,13
2	13,59	6,47
3	8,81	3,43
4	7,31	1,75

Tabla N°2: Promedio y desviación estándar por grupo.

Para el análisis de la resistencia a la tracción entre los grupos, se procedió en primer lugar a evaluar la distribución normal de los valores (Tabla N°4. Anexos), para lo cual se aplicó el test de normalidad de Shapiro Wilk ($p = 0,00$), al no distribuirse de forma normal, se decidió realizar pruebas no paramétricas. Con el fin de establecer estadísticamente la existencia o no de diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la tracción

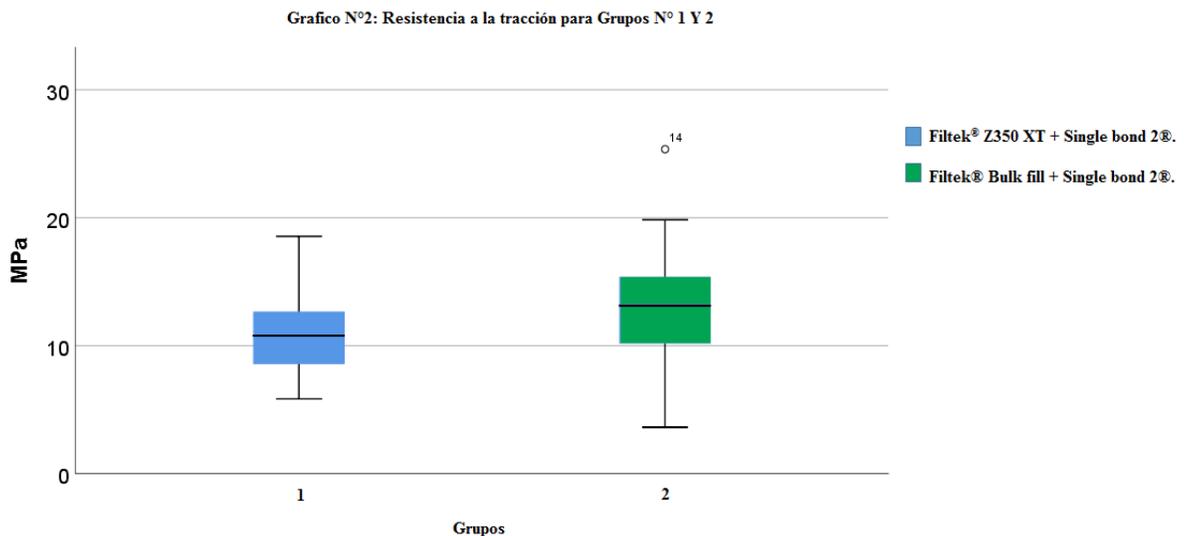
(MPa) según test Kruskal Wallis ($p = 0,026$), en el cual se obtuvo que si existen diferencias estadísticas entre los diferentes Grupos (Tabla N°5 Anexos).

En el Gráfico N°1, se observa la resistencia a la tracción inmediata (MPa) por grupos, donde se puede observar que el Grupo N°2 presentó los valores más altos de resistencia a la tracción, pero también presentó una mayor dispersión de los valores y un dato atípico. En contraposición, el Grupo N°4 presentó los valores más bajos de resistencia a la tracción, pero con una menor dispersión de los valores. Además, se puede observar que los mayores valores se encuentran en los Grupos N° 1 y 2, donde en ambos la dentina fue acondicionada con grabado previo a diferencia de los Grupos N°3 y 4 donde la dentina fue acondicionada con técnica de autograbado.



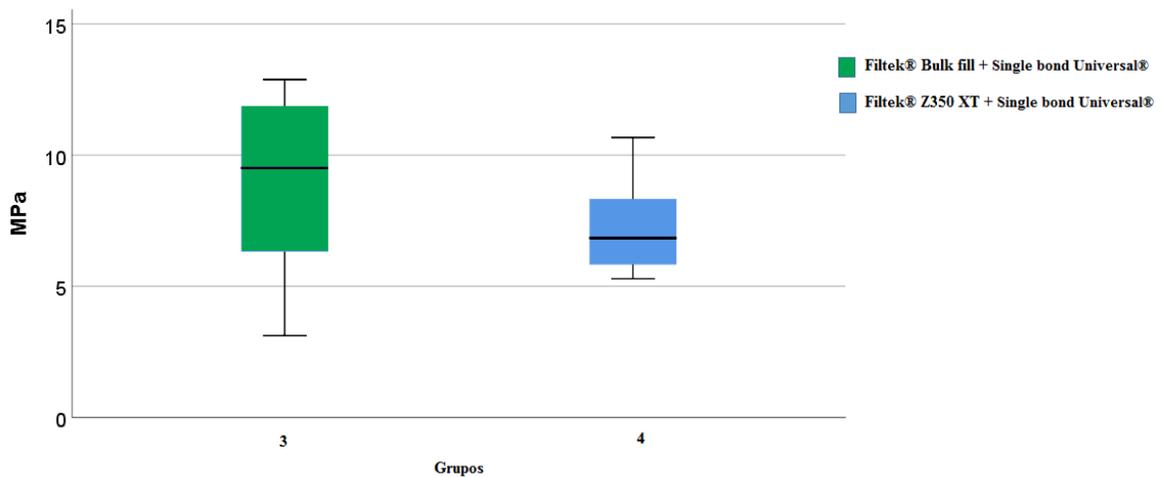
Posteriormente, se procedió a analizar los valores de resistencia a la tracción (MPa), entre grupos tratados con un mismo biomaterial, por lo que las Tablas de los análisis estadísticos de los Grupos comparados se encuentran en la sección N°6 de Anexos.

Se compararon los Grupo N°1 y 2, con el test de Mann-Whitney ($p= 0,436$), ambos tratados con acondicionamiento previo, y se obtuvo que no habían diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la tracción entre los grupos. Se observa en el Gráfico N°2, que los especímenes confeccionados con resina *Bulk Fill* presenta mayores valores de resistencia a la tracción en comparación con el Grupo N°1, además, se puede observar que presenta un valor atípico y la mayoría de sus valores sobrepasan la mediana del grupo tratado con resina nanohíbrida.

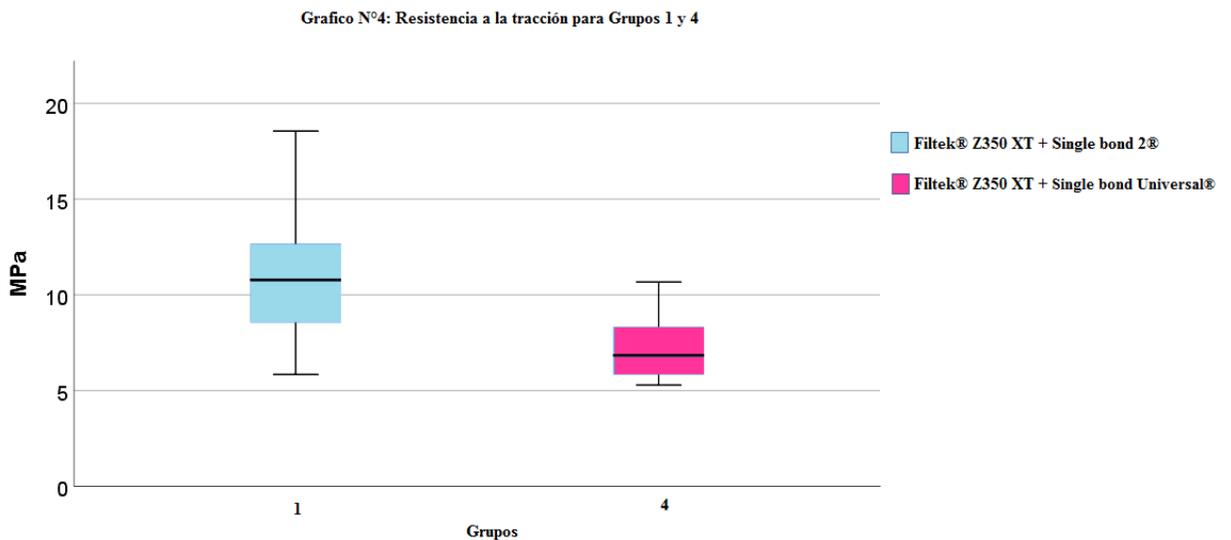


Al analizar la resistencia a la tracción entre los Grupos N° 3 y 4 con el test de Mann-Whitney ($p= 0,243$), donde se observó que no habían diferencias estadísticamente significativas entre estos Grupos donde se utilizó técnica adhesiva de autograbado. En el Gráfico N°3 se puede observar que los valores más altos de resistencia a la tracción se encuentran en el Grupo N°3, los que fueron confeccionados con resina *Bulk Fill*, además se observa que la mayor parte de los valores se encuentran bajo la mediana y con una mayor dispersión de los valores en comparación con el grupo tratado con resina nanohíbrida.

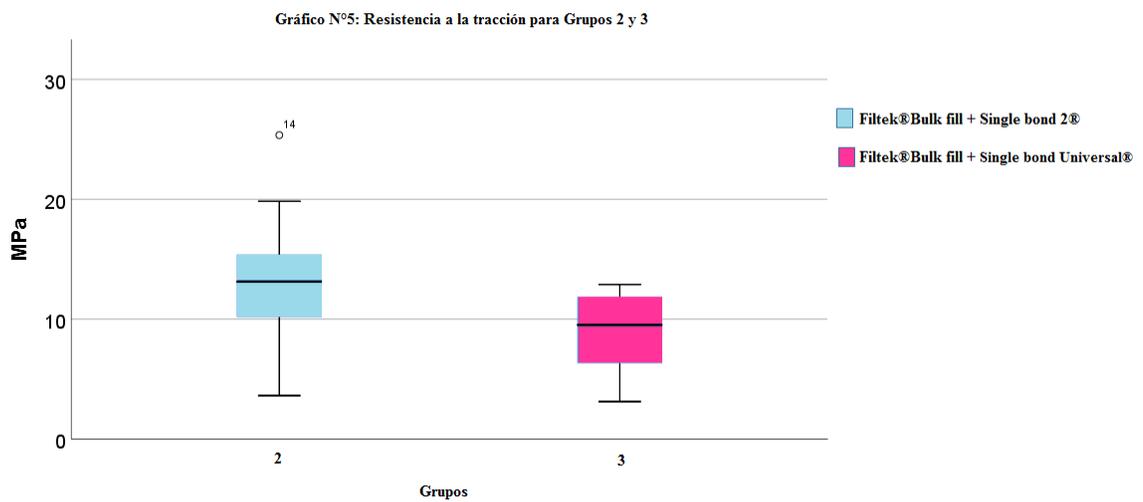
Gráfico N°3: Resistencia a la tracción para los Grupos N° 3 y 4



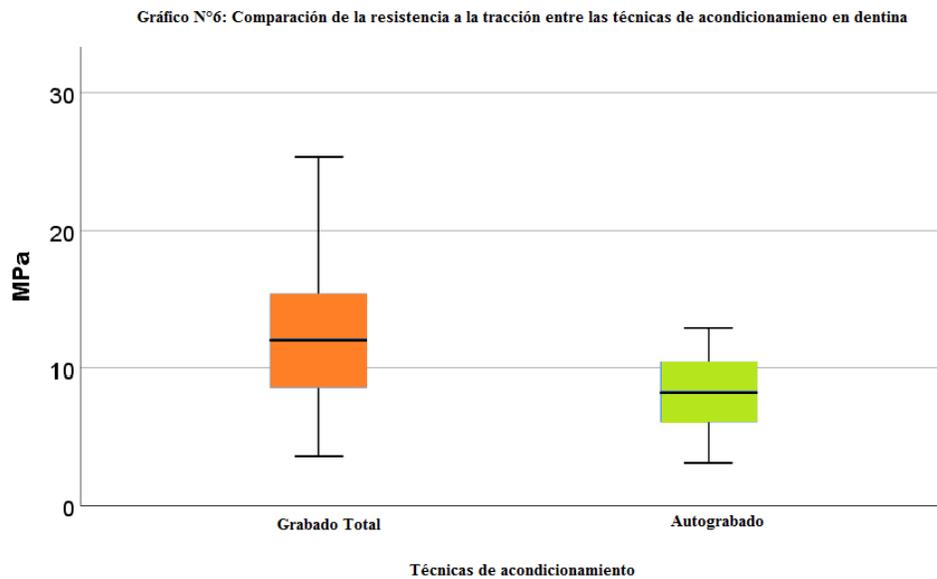
Se realizaron análisis estadísticos para evaluar si existían diferencias entre las técnicas de acondicionamiento de la dentina. Se procedió a analizar aquellos grupos cuyos especímenes fueron confeccionados con resina compuesta nanohíbrida y que utilizaron ambas técnicas de acondicionamiento. Se compararon los Grupos N° 1 y 4 con el test de Mann-Whitney ($p= 0,014$). Se observó que existían diferencias estadísticamente significativas entre las técnicas de acondicionamiento. En el Gráfico N°4 se puede observar que la técnica de grabado previo presentó mayores valores de resistencia a la tracción en comparación con la técnica de autogrado, si bien los valores mínimos son similares para ambos grupos, el valor máximo y la distribución del 75% de los valores del Grupo N°1 se encuentran bastante superior a la mediana del Grupo N°4.



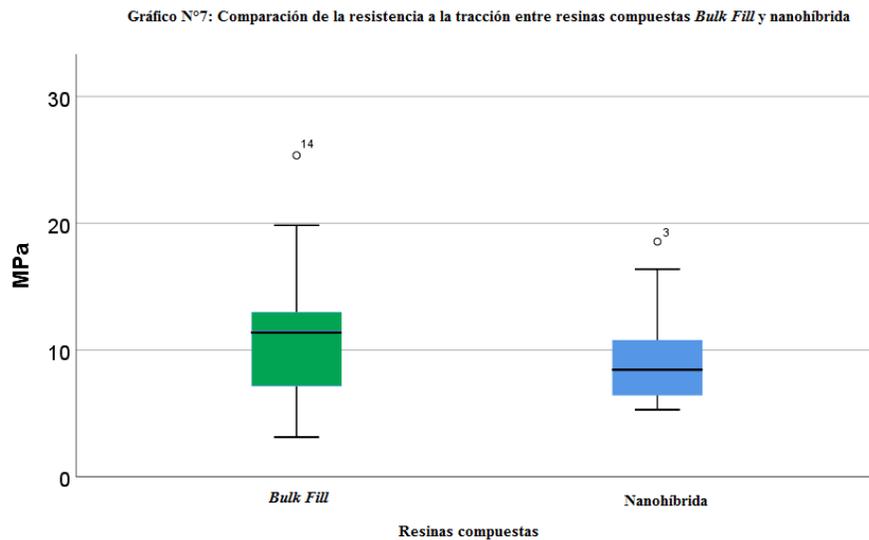
Posteriormente se compararon los Grupos N° 2 y 3, para evaluar las técnicas de acondicionamiento de la dentina junto a la aplicación de resina compuesta *Bulk Fill*; se aplicó test Mann-Whitney ($p= 0,053$). Observando que no habían diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos. Sin embargo, en el Gráfico N°5 se observa una tendencia estadística a favor del Grupo N°2, en el cual se utilizó grabado ácido previo.



Con la finalidad de comparar la resistencia a la tracción entre las técnicas de acondicionamiento de la dentina, independiente de la resina compuesta utilizada, se compararon los Grupos N°1 y 2 versus los Grupos N° 3 y 4 con test Mann-Whitney ($p=0,005$). Se obtuvo como resultado que existen diferencias estadísticamente significativas al comparar las técnicas de acondicionamiento. En el gráfico N°6 se puede observar que la técnica de grabado total o grabado previo fue la técnica que obtuvo los más altos valores de resistencia a la tracción, existiendo una gran diferencia entre las medianas y los valores máximos entre los grupos.



Se comparó también la resistencia a la tracción de las resinas compuestas *Bulk Fill* y nanohíbrida independiente de la técnica de acondicionamiento de la dentina, la comparación se realizó entre los Grupos N°2 y 3 versus Grupos N° 1 y 4. Se realizó test Mann-Whitney ($p=0,258$), por lo que no hubo diferencias estadísticamente significativas al comparar las resinas compuestas. En el Gráfico N° 7, se observa que en general, los valores más altos de resistencia a la tracción se obtuvieron para la resina compuesta *Bulk Fill*, también se observa una mayor dispersión de los valores donde la mayoría se encuentra bajo la mediana en comparación con la resina nanohíbrida donde los valores tienen una distribución más homogénea.



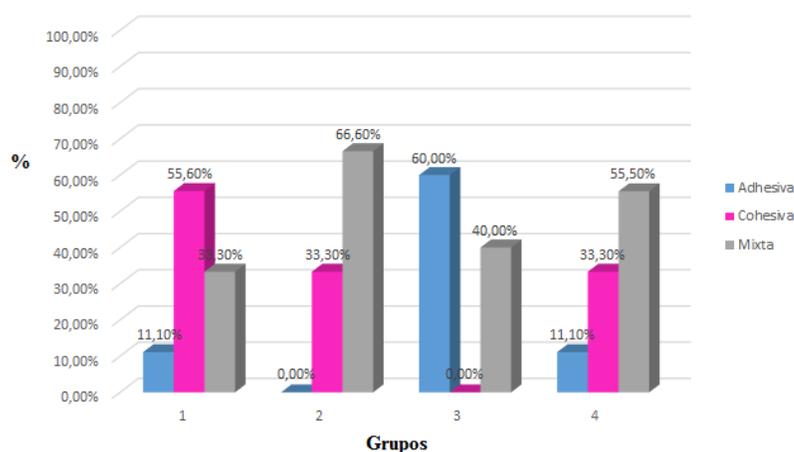
Por otro lado, se comparó la distribución de las frecuencias de los tipos de fallas producidas en los especímenes luego de haber realizado las pruebas de resistencia a la tracción, se utilizó el test Chi Cuadrado ($p=0,008$), donde se obtuvo que hay diferencia estadística en las frecuencias de los tipos de fallas. Los valores estadísticos obtenidos se encuentran en la sección N°7 de Anexos. En la Tabla N°3 se presentan los porcentajes de fallas obtenidos en cada Grupo.

Grupos	Adhesivas		Cohesivas		Mixtas		Total	
	Nº	%	Nº	%	Nº	%	Nº	%
1	1	11,1	5	55,6	3	33,3	9	90
2	0	0	3	33,3	7	66,6	10	100
3	6	60	0	0	4	40	10	100
4	1	11,1	3	33,3	6	55,5	10	100

Tabla N°3: Frecuencias de los tipos de fallas por grupos

En el Gráfico N°8 se observan los tipos de fallas por grupos, donde existe un predominio de fallas mixtas especialmente en los Grupos N°2 y 4, y fallas cohesivas en el grupo N°1. El mayor porcentaje de fallas adhesivas se observa en el grupo N° 3 que se relacionan con inferior calidad en la adhesión. Los valores obtenidos para cada espécimen y los porcentajes de fallas por grupos se presentan en las Tablas N° 8 de la sección de Anexos.

Gráfico N°8: Tipos de fallas por grupos



7. DISCUSIÓN

Tanto los sistemas adhesivos como las resinas compuestas han revolucionado la Odontología conservadora, convirtiéndose actualmente en los biomateriales más utilizados para restauraciones directas tanto en el sector anterior como posterior, permitiendo adherir estos biomateriales al tejido dentario sin necesidad de confeccionar cavidades retentivas y otorgando propiedades físico-mecánicas clínicamente aceptables (Kopperud et al. 2012). Con la finalidad de disminuir los tiempos de trabajo clínico y la sensibilidad de la técnica convencional, se han introducido al mercado nuevos sistemas adhesivos con monómeros ácidos capaces de acondicionar y otorgar una unión química con el tejido dentario (Breschi et al. 2018). Por otro lado, las nuevas resinas compuestas *Bulk Fill* permiten realizar incrementos de 4 a 5 mm asegurando un completo curado del material y control de la contracción de polimerización (Ferracane and Hilton 2016).

En el presente estudio se demostró que existían diferencias estadísticamente significativas en la distribución de los valores de resistencia a la tracción inmediata (MPa) al comparar los tratamientos de la superficie dentinaria con diferentes técnicas de adhesión y de restauración, a través del test de Kruskal Wallis ($p = 0,026$). Al evaluar la resistencia a la tracción por grupos, se observa que los valores más altos se encuentran en los Grupos N°1 y 2, ambos tratados con técnica de grabado total o grabado previo, y el valor más bajo se observa en el Grupo N°4, en el cual se utilizó la técnica de autograbado y resina compuesta nanohíbrida.

Los nuevos desafíos de las resinas compuestas, son disminuir los tiempos de trabajo clínico utilizando incrementos de 4 a 5 mm, garantizando una polimerización completa del biomaterial sin provocar aumento de la contracción volumétrica y por ende del estrés de contracción de polimerización (Meereis et al. 2018). Si el estrés de contracción de polimerización no logra ser controlado y sobrepasa los valores que es capaz de soportar la interfaz, provocaría efectos perjudiciales en la resistencia de la unión al sustrato, y a largo plazo podría comprometer la integridad de la restauración (Kowalczyk 2009).

Al evaluar estadísticamente los grupos, se observó que el tipo de resina compuesta con su correspondiente técnica de aplicación, no interfirió en la resistencia a la tracción, ya que no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($p=0,258$), por lo que se rechaza la hipótesis alternativa. Sin embargo, modificaciones en el tipo de matriz, de relleno y la cinemática de polimerización que propone la resina compuesta Filtek® Bulk fill, no provocaría una contracción de polimerización capaz de comprometer la interfaz de unión a la dentina. Este hecho se presenta con mayores valores de resistencia a la tracción aunque estos no son estadísticamente significativos, además estudios *in vitro* demuestran que las resinas *Bulk Fill* generan una contracción similar a resinas nanohíbridas aplicadas con técnica incremental (Benetti et al. 2015; El-Damanhoury and Platt 2014; Zorzin et al. 2015). Es interesante mencionar que cuando se compara la resina compuesta nanohíbrida con *Bulk Fill* adheridas a dentina con técnica de grabado previo o autograbado, la resina *Bulk Fill* presenta mayores valores de resistencia a la tracción.

Por otro lado, al comparar los grupos según técnica de adhesión al sustrato dentinario, independiente del tipo de resina utilizada, se observa que hay diferencias estadísticamente significativas ($p=0,005$) entre grupos tratados con técnica de grabado total y autograbado.

Esto podría deberse a las características de la capa híbrida que se forma con cada una de las técnicas adhesivas. Cuando se realiza una técnica de grabado total, se elimina completamente el *smear layer*, y se genera una capa híbrida de 5 a 8 μm de espesor, además de la formación de *tag* de resina, a diferencia de los adhesivos autograbantes ultra suaves como es el caso de Single bond Universal®, donde la capa híbrida alcanza un espesor de 300nm a 1 μm , y hay ausencia de *tag* de resina (Breschi et al. 2018; Pashley et al. 2011; Van Meerbeek et al. 2011). Sin embargo, Single bond Universal® presenta en su composición monómeros de 10-MDP, los que son capaces de generar una unión químicamente estable con el calcio liberado de los cristales de hidroxiapatita, lo que a largo plazo protegería la capa híbrida de la biodegradación (Inoue et al. 2005; Perdigao et al. 2014). Además, según el perfil técnico el adhesivo Single bond Universal®, contiene un copolímero de ácido polialquenoico (PAC), que en combinación con el monómero MDP mejoraría la unión a dentina. Sin embargo, un estudio *in vitro* de Muñoz et al. concluye que PAC podría competir con MDP en los sitios de unión a calcio, aunque no se encontró diferencia estadística en la resistencia a la microtracción de Single bond Universal® versus a otros adhesivos universales sin PAC, mostrando una unión estable luego de seis meses de almacenamiento en agua. En el mismo estudio se informó que los sistemas adhesivos universales probados, mostraron una menor resistencia a la microtracción inmediata comparados con dos sistemas adhesivos que requieren grabado previo con ortofosfórico 37% como grupos control, de los cuales uno de ellos era Single Bond 2®, lo que se correlaciona con lo obtenido en la presente investigación (Munoz et al. 2015).

Autores como Wagner et. al. y Chen et. al, informan que el espesor de la capa híbrida puede no tener gran importancia en la eficiencia de la unión de las resinas compuestas a la dentina (Chen et al. 2015; Wagner et al. 2014). Esto podría explicar la diferencia que en la presente investigación se observa cuando se compara cada resina compuesta con diferentes técnicas de acondicionamiento, debido a que al comprar los Grupos N° 1 y 4 en los que en

ambos se utilizó resina compuesta nanohíbrida, pero con diferentes técnicas de acondicionamiento, se encontró diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a la tracción ($p=0,014$), al contrario de lo que sucede al comparar los grupos N° 2 y 3, ambos tratados con resina *Bulk Fill* y diferentes técnicas de acondicionamiento, donde no se observa diferencia estadística en la resistencia a la tracción ($p=0,053$). Esto también se correlaciona con los datos obtenidos al comparar las resinas compuestas independiente de la técnica de acondicionamiento empleada, donde se obtuvo que no hubo diferencia estadísticamente significativa ($p=0.258$), por lo que se concluye que las características de las resinas compuestas podrían tener una mayor implicancia en la resistencia a la tracción.

Al comparar los tipos de fallas, se pudo determinar que hay diferencia estadística en cuanto a la frecuencia de los tipos de fallas por grupos, determinado por test Chi cuadrado ($p= 0,008$). El tipo de falla se relaciona con la resistencia de la interfaz adhesiva, donde las fallas cohesivas suelen estar asociadas a una mayor resistencia en MPa, ya que no es la interfaz la que falla sino el material restaurador. A ellas le siguen las fallas mixtas, es decir aquellas en que la fractura compromete al biomaterial y al tejido dentario, y finalmente las fallas adhesivas donde se produce una pérdida de la unión del biomaterial y el diente y suelen estar asociada a una menor resistencia adhesiva. En la presente investigación, se obtuvo en el Grupo N°1 un predominio de fallas cohesivas en un 55%, en el Grupo N°2 un mayor porcentaje de fallas mixtas 66,6%, siendo ambos grupos los que presentan los valores más altos de resistencia a la tracción. En el Grupo N°3, se observa un 60% de los especímenes con falla adhesiva, si bien no es el grupo que presenta los menores valores de resistencia a la tracción, el claro predominio de fallas adhesivas podría ser indicador de que a largo plazo se vea comprometida la interfaz entre el diente y la restauración. En el Grupo N°4 se observa un 60% de fallas mixtas, además, a diferencia del grupo anterior, presenta sólo un 10% de fallas adhesivas.

8. CONCLUSIONES.

De acuerdo con los datos obtenidos al realizar pruebas de resistencia a la tracción inmediata (MPa), podemos concluir lo siguiente.

1. Los valores promedios y desviación estándar de resistencia a la tracción (MPa) inmediata, para cada grupo ordenados de mayor a menor fueron; Grupo N°2, $13,59 \pm 6,47$ MPa, Grupo N°1, $11,31 \pm 4,13$ MPa, Grupo N°3, $8,81 \pm 3,43$ MPa. y Grupo N°4, $7,31 \pm 1,75$ MPa.
2. Al comparar la resistencia a la tracción inmediata (MPa) entre todos los grupos, se obtuvo que existen diferencias estadísticamente significativas de acuerdo al test de Kruskal Wallis ($p= 0,026$).
3. Se obtuvieron diferencia estadísticamente significativa al comparar las técnicas de grabado previo y autograbado con resina nanohíbrida, según test Mann-Whitney ($p=0,014$), lo que no sucedió al comparar de la misma manera a la resina *Bulk Fill* ($p=0,053$).
4. Se observaron diferencias estadísticamente significativas al comparar las técnicas de grabado previo con autograbado independiente de las resinas compuestas utilizadas, según test Mann-Whitney ($p=0,005$), Sin embargo, al comparar las resinas compuestas independiente de la técnica de acondicionamiento de la dentina, no se obtuvieron diferencias estadísticas ($p=0,258$).
5. Al comparar los tipos de fallas por grupos se observó que existían diferencia estadísticamente significativa, al aplicar test Chi cuadrado ($p=0,008$) el tipo de falla

predominante fue falla mixta en un 48,6%, falla cohesiva 29,7% y falla adhesiva en un 21,6% del total de los especímenes, siendo las primeras predominantes en los Grupos 2 y 4 (66,6%, 60% respectivamente), las cohesivas en el Grupo N°1 (55%) y adhesivas en el Grupo N°3 (60%).

Para futuras investigaciones sería interesante comparar resistencia a la tracción mediata (MPa) de sistemas adhesivos con ambas técnicas de acondicionamiento de la dentina, con el fin de aportar nuevos conocimientos en el comportamiento a largo plazo de estos biomateriales.

}

9. RESUMEN

Introducción: En la actualidad se han incorporado al mercado nuevos sistemas adhesivos y resinas compuestas enfocadas en disminuir los tiempos clínicos de trabajo manteniendo el éxito clínico de las resinas compuestas convencionales, como son las resinas compuestas *Bulk Fill*. Por ello es necesario evaluar el comportamiento adhesivo de los nuevos biomateriales.

Objetivo general: La resistencia a la tracción inmediata de resina compuesta *Bulk Fill* con diferentes sistemas adhesivos es significativamente mayor que la resistencia a la tracción inmediata de resina nanohíbrida con diferentes sistemas adhesivos.

Materiales y métodos: Se utilizaron 40 terceros molares humanos sanos, sin alteraciones del desarrollo, área oclusal mayor a 16 mm² y desarrollo radicular completo. Los especímenes se recolectaron después de obtener el acta de donación de los respectivos pacientes, acta previamente aprobado por el comité de Bioética de la Universidad de Talca. Los dientes fueron almacenados en cloruro de sodio al 0,9% durante todo el proceso de investigación. La superficie oclusal de cada diente se desgastó hasta exponer dentina media con fresa troncocónica de diamante 012 y se creó una capa de *smear layer* homogénea a través de discos de pulido. Posteriormente cada espécimen fue colocado en cilindros de acrílico rosado de autocurado (Marche®), una vez preparados los especímenes se distribuyeron aleatoriamente en cuatro grupos experimentales de diez especímenes cada

uno: Grupo N°1 Single Bond 2® y Filtek® Z350 XT, Grupo N°2 Single Bond 2® y Filtek® Bulk fill, Grupo N°3 Single Bond Universal® y Filtek® Bulk fill y Grupo N°4 Single Bond Universal® y Filtek®Z350 XT. A cada espécimen se le confeccionó un vástago de resina compuesta adherido a dentina con cada uno de los biomateriales mencionados para ser sumergido en acrílico para formar una probeta con dos extremos cilíndricos. Una vez terminados se realizó un proceso de termociclado de 250 ciclos de 1 minuto en etapas de 20 segundos a 5°C, 10 segundos de atemperamiento, 20 segundos a 55°C y 10 segundos de atemperamiento. Posteriormente cada espécimen fue sometido a pruebas de tracción a través de la máquina Instron facilitada por la Universidad de Valparaíso (EMIC Instron 23S São Jose dos Pinhaes, Brazil). Se analizaron los tipos de falla con un microscopio operativo Carl Zeiss® modelo OPMI PICO, con aumento de 50X, se clasificaron los tipos de falla en adhesiva, cohesiva y mixta dependiendo del análisis de la superficie de unión.

Resultados: El valor promedio y desviación estándar de resistencia a la tracción inmediata y el tipo de falla obtenido fue para Grupo N°1 $11,31 \pm 4,13$ MPa, con un 55,6% de falla cohesiva, Grupo N°2 $13,59 \pm 6,47$ MPa, con un 66,6% de falla mixta, Grupo N°3 un valor de $8,81 \pm 3,43$ MPa, con un 60% de falla adhesiva y Grupo N°4 un $7,31 \pm 1,75$ MPa, y predominio de falla mixta en un 55,5%.

Conclusiones: Entre los grupos estudiados existieron diferencias estadísticamente significativas de acuerdo al test Kruskal Wallis ($p=0,026$); al realizar análisis estadísticos por grupos se observó que hay diferencia estadísticamente significativa entre los Grupos N° 1 y 4, según test Mann-Whitney ($p=0,014$), también se observó diferencia estadística al comparar las técnicas de acondicionamiento de la dentina independiente de las resinas utilizadas, ($p=0,005$). En cuanto al tipo de falla, se observó que hay diferencia estadísticamente significativa en la frecuencia del tipo de falla por grupos ($p=0,008$). La mayor frecuencia de tipo de falla en el total de los especímenes fue falla mixta con un 51,3%.

10. BIBLIOGRAFIA

1. Anusavice K. 2004. Phillips' Science of dental materials. Madrid. Elsevier. Edición n°11. 854 p.
2. Baracco B, Perdigo J, Cabrera E, Giraldez I, Ceballos L. 2012. Clinical evaluation of a low-shrinkage composite in posterior restorations: One-year results. *Oper Dent.* 37(2):117-129.
3. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honore D, Pedersen MK, Pallesen U. 2015. Bulk-fill resin composites: Polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent.* 40(2):190-200.
4. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. 2007. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater.* 23(1):51-59.
5. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. 2005. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Dent Mater.* 21(10):962-970.
6. Breschi L, Maravic T, Cunha SR, Comba A, Cadenaro M, Tjaderhane L, Pashley DH, Tay FR, Mazzoni A. 2018. Dentin bonding systems: From dentin collagen structure to bond preservation and clinical applications. *Dent Mater.* 34(1):78-96.
7. Breschi L, Prati C, Gobbi P, Pashley D, Mazzotti G, Teti G, Perdigo J. 2004. Immunohistochemical analysis of collagen fibrils within the hybrid layer: A feisem study. *Oper Dent.* 29(5):538-546.
8. Bucuta S, Ilie N. 2014. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. Conventional resin based composites. *Clin Oral Investig.* 18(8):1991-2000.
9. Chandrasekhar V, Rudrapati L, Badami V, Tummala M. 2017. Incremental techniques in direct composite restoration. *J Conserv Dent.* 20(6):386-391.
10. Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, Chen JH, Pashley DH, Tay FR. 2015. Bonding of universal adhesives to dentine--old wine in new bottles? *J Dent.* 43(5):525-536.
11. Chen MH. 2010. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res.* 89(6):549-560.
12. Choi AN, Lee JH, Son SA, Jung KH, Kwon YH, Park JK. 2017. Effect of dentin wetness on the bond strength of universal adhesives. *Materials (Basel).* 10(11).
13. El-Damanhoury H, Platt J. 2014. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Oper Dent.* 39(4):374-382.
14. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. 1987. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 66(11):1636-1639.
15. Ferracane JL. 2011. Resin composite--state of the art. *Dent Mater.* 27(1):29-38.
16. Ferracane JL, Hilton TJ. 2016. Polymerization stress--is it clinically meaningful? *Dent Mater.* 32(1):1-10.
17. Fok ASL, Aregawi WA. 2018. The two sides of the c-factor. *Dent Mater.* 34(4):649-656.
18. Fronza BM, Ayres A, Pacheco RR, Rueggeberg FA, Dias C, Giannini M. 2017. Characterization of inorganic filler content, mechanical properties, and light transmission of bulk-fill resin composites. *Oper Dent.* 42(4):445-455.

19. Giacaman RA. 2017. Sugars and beyond. The role of sugars and the other nutrients and their potential impact on caries. *Oral Dis*.
20. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, Sano H, Van Meerbeek B. 2005. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*. 84(12):1160-1164.
21. Kaisarly D, Gezawi ME. 2016. Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: A literature review. *Odontology*. 104(3):257-270.
22. Kopperud SE, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I. 2012. Longevity of posterior dental restorations and reasons for failure. *Eur J Oral Sci*. 120(6):539-548.
23. Kowalczyk P. 2009. Influence of the shape of the layers in photo-cured dental restorations on the shrinkage stress peaks-fem study. *Dent Mater*. 25(12):e83-91.
24. Kruly PC, Giannini M, Pascotto RC, Tokubo LM, Suga USG, Marques ACR, Terada RSS. 2018. Meta-analysis of the clinical behavior of posterior direct resin restorations: Low polymerization shrinkage resin in comparison to methacrylate composite resin. *PLoS One*. 13(2):e0191942.
25. Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. 2012. Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *Chin J Dent Res*. 15(1):31-35.
26. Mandava J, Vegesna DP, Ravi R, Boddeda MR, Uppalapati LV, Ghazanfaruddin MD. 2017. Microtensile bond strength of bulk-fill restorative composites to dentin. *J Clin Exp Dent*. 9(8):e1023-e1028.
27. Meereis CTW, Munchow EA, de Oliveira da Rosa WL, da Silva AF, Piva E. 2018. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of composition strategies. *J Mech Behav Biomed Mater*. 82:268-281.
28. Munoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha NH, Loguercio AD. 2015. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Oper Dent*. 40(3):282-292.
29. 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.
30. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. 2007. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater*. 23(1):2-8.
31. Pashley DH. 1992. Smear layer: Overview of structure and function. *Proc Finn Dent Soc*. 88 Suppl 1:215-224.
32. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. 2011. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*. 27(1):1-16.
33. Perdigao J, Kose C, Mena-Serrano AP, De Paula EA, Tay LY, Reis A, Loguercio AD. 2014. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent*. 39(2):113-127.
34. Rizzante FAP, Mondelli RFL, Furuse AY, Borges AFS, Mendonca G, Ishikiriama SK. 2019. Shrinkage stress and elastic modulus assessment of bulk-fill composites. *J Appl Oral Sci*. 27:e20180132.
35. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. 2002. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 23(8):1819-1829.
36. van Dijken JW, Pallesen U. 2014. A randomized controlled three year evaluation of "bulk-filled" posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dent Mater*. 30(9):e245-251.

37. 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.
38. 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.
39. Vanajasan PP, Dhakshinamoorthy M, Rao CS. 2011. Factors affecting the bond strength of self-etch adhesives: A meta-analysis of literature. *J Conserv Dent.* 14(1):62-67.
40. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. 2014. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent.* 42(7):800-807.
41. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, Osaka A, Meerbeek BV. 2012. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *J Dent Res.* 91(4):376-381.
42. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, Petschelt A, Taschner M. 2015. Bulk-fill resin composites: Polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater.* 31(3):293-301.

43. ANEXOS

Anexo N°1: Acta de donación

ACTA DONACIÓN

Estimado(a) Sr.(a): mediante el presente documento queremos solicitar a usted la **DONACIÓN** de el o los dientes que han sido sacados durante la atención para ser usados en una investigación titulada, Comparación de la Resistencia Traccional entre Resinas bulk-fill y Resinas Convencionales, con diferentes sistemas adhesivos. Estudio *in vitro*. La cual tiene por objetivo evaluar si existe diferencia en el uso de los materiales en el tejido dental.

Queremos informarle que la muestra donada por usted será utilizada solo para esta investigación, y **NO ESTARÁ ASOCIADA A DATO ALGUNO QUE PERMITA IDENTIFICARLO(A)** (por ejemplo nombre, rut, n° de teléfono, dirección, etc.). Asimismo, una vez concluida la investigación los terceros molares donados serán eliminados.

CONSTANCIA

Yo.....

Rut:..... **ACEPTO** donar N°..... dientes, para la investigación titulada Comparación de la Resistencia Traccional entre Resinas bulk-fill y Resinas Convencionales, con diferentes sistemas adhesivos. Estudio *in vitro*.

Firma donante: _____

Nombre y Firma investigador(a) responsable:

Nombre y Firma co-investigador(a)

Fecha: __/__/2018

Hora: __:__

Muchas gracias, Se despide atentamente,
Dra. Teresa Azócar - Alumna: Katerin Soto.

Anexo N°2: Composición química de los sistemas adhesivos utilizados

Single bond 2®	Single bond Universal®
Bis-GMA	10-MDP. (Ph: 2.7)
Dimetacrilato	Dimetacrilato
HEMA	HEMA
Copolímero de ácido polialquenoico modificado con metacrilato	Copolímero de ácido polialquenoico modificado con metacrilato
Relleno	Relleno
Etanol	Etanol
Agua	Agua
Iniciadores	Iniciadores
	Silano

Anexo N°3: Tablas de valores de resistencia a la tracción inmediata (MPa) y tipos de fallas de cada espécimen por grupo.

Grupo N°1			Grupo N°2		
N° de especímenes	Resistencia a la tracción (MPa)	Tipos de Fallas	N° de especímenes	Resistencia a la tracción (MPa)	Tipos de Fallas
1	8,55	adhesiva	1	15,39	mixta
2	11,59	cohesiva	2	12,52	mixta
3	18,55	mixta	3	19,84	cohesiva
4	7,08	mixta	4	13,12	mixta
5	16,37	cohesiva	5	25,35	cohesiva
6	12,67	cohesiva	6	10,16	mixta
7	10,4	mixta	7	35,29	mixta
8	Perdida	Perdida	8	3,62	mixta
9	5,84	cohesiva	9	7,24	mixta
10	10,78	cohesiva	10	15,11	cohesiva
Promedio	11,314		Promedio	15,76	
Desviación estandar	4,13		Desviación estandar	9,18	

Grupo N°3			Grupo N°4		
N° de especímenes	Resistencia a la tracción (MPa)	Tipos de Fallas	N° de especímenes	Resistencia a la tracción (MPa)	Tipos de Fallas
1	12,88	mixta	1	27,95	mixta
2	4,44	adhesiva	2	6,84	cohesiva
3	8,77	mixta	3	10,67	cohesiva
4	3,12	mixta	4	8,57	cohesiva
5	12,12	adhesiva	5	8,33	mixta
6	7,01	adhesiva	6	5,83	mixta
7	11,37	mixta	7	5,29	adhesiva
8	11,87	adhesiva	8	6,41	mixta
9	10,25	adhesiva	9	5,72	mixta
10	6,32	adhesiva	10	8,21	mixta
Promedio	8,81		Promedio	9,38	
Desviación estandar	3,43		Desviación estandar	6,72	

Anexo N°4: Pruebas de normalidad para resistencia a la tracción (MPa) inmediata.

Tests of Normality			
Shapiro-Wilk			
	Statistic	df	Sig.
Resistencia a la tracción MPa	,838	39	,000

Anexo N°5: Test Kruskal Wallis para comparar la distribución de los promedios por grupo.

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of MPa is the same across categories of Grupo.	Independent-Samples Kruskal-Wallis Test	,026	Reject the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

Anexo N°6: A continuación, se presentan los Test Mann-Whitney para cada comparación de Grupos

Comparación grupos N°1 y 2

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of MPa is the same across categories of Grupo.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,436 ¹	Retain the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

¹Exact significance is displayed for this test.

Comparación grupos N° 3 y 4

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of MPa is the same across categories of Grupo.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,243 ¹	Retain the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

¹Exact significance is displayed for this test.

Comparación grupos N° 1 y 4

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of MPa is the same across categories of Grupo.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,014 ¹	Reject the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

¹Exact significance is displayed for this test.

Comparación grupos N° 2 y 3

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of MPa is the same across categories of Grupo.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,053 ¹	Retain the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

¹Exact significance is displayed for this test.

Comparación grupos N°1-2 versus 3-4

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of MPa is the same across categories of Tipo_grabado.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,005 ¹	Reject the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

¹Exact significance is displayed for this test.

Comparación grupos 2-3 versus 1-4

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of MPa is the same across categories of Tipo_Grabado_2.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,258 ¹	Retain the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

¹Exact significance is displayed for this test.

Anexo N°7: Test Chi Cuadrado

	Value	df	Asymptotic Significance (2- sided)
Pearson Chi-Square	17,454 ^a	6	,008
Likelihood Ratio	19,403	6	,004

Anexo N°8: frecuencia del tipo de falla por grupo.

Grupo			Falla		
			Falla Adhesiva	Falla Cohesiva	Falla Mixta
Single Bond 2 + Z350 XT	Count	1	5	3	
	% within Grupo	11,1%	55,6%	33,3%	
	% within Falla	12,5%	45,5%	15,0%	
Single Bond 2 + Filtek Bulk Fill	Count	0	3	7	
	% within Grupo	0,0%	33,3%	66,6%	
	% within Falla	0,0%	27,3%	35,0%	
Single Bond Universal + Filtek Bulk Fill	Count	6	0	4	
	% within Grupo	60,0%	0,0%	40,0%	
	% within Falla	75,0%	0,0%	20,0%	
Single Bond Universal + Z350 XT	Count	1	3	6	
	% within Grupo	11,1%	33,3%	55,5%	
	% within Falla	12,5%	27,3%	30,0%	
Total	Count	8	11	20	
	% within Grupo	20,5%	28,2%	51,3%	
	% within Falla	100,0%	100,0%	100,0%	