

# **UNIVERSIDAD PERUANA LOS ANDES**

**Facultad De Ciencias De La Salud  
Escuela Profesional De Odontología**



## **TESIS**

**DESPROTEINIZACIÓN DENTINARIA CON HIPOCLORITO DE SODIO  
EN LA RESISTENCIA ADHESIVA DE TRES RESINAS COMPUESTAS  
EN DIENTES DE BOVINO, HUANCAYO 2017**

**Para Optar : El Título Profesional de Cirujano Dentista**

**Autores : Marlon Ruben Huancauqui Vázques  
Samuel Rodríguez Pariona**

**Asesor : Mg. Alonso Artemio Calderon Quispe**

**Línea de Investigación : Salud y Gestión de la Salud**

**Fecha de Inicio y culminación: Junio 2017 - Junio del 2018.**

**Huancayo - Perú  
2018**

---

---

---

## **DEDICATORIA**

A mi querida madre por todo el apoyo brindado durante mi crecimiento profesional, a mi esposa e hijos por ser mi motor y motivo para salir adelante.

**Marlon H.**

Este trabajo se lo dedico a dios, a mi tía Rut por preocuparse por mi superación y alentarme a seguir adelante, a mi madre por apoyarme en todo lo que necesitaba ser fuente de esfuerzo y guía, a toda mi familia por el deseo de superación, amor que me brindan cada día con el fin de poder honrar toda la confianza y sacrificio ofreciéndome un mañana mejor, y a los docentes encargados de brindarme los conocimientos adquiridos.

**Samuel R.**

## ÍNDICE

CAPÍTULO I .....	1
INTRODUCCIÓN .....	1
1. PROBLEMA.....	1
1.1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA .....	1
1.2. DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA.....	2
1.3. FORMULACIÓN DE PROBLEMA.....	3
1.3.1. PROBLEMA GENERAL .....	3
1.3.2. PROBLEMAS ESPECÍFICOS .....	3
1.4. JUSTIFICACIÓN.....	3
1.4.1. JUSTIFICACIÓN SOCIAL .....	3
1.4.2. JUSTIFICACIÓN CIENTÍFICA.....	4
1.4.3. JUSTIFICACIÓN METODOLÓGICA .....	5
1.5. OBJETIVOS.....	6
1.5.1. OBJETIVO GENERAL.....	6
1.5.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS .....	6
1.6. MARCO TEÓRICO .....	7
1.6.1. ANTECEDENTES DEL ESTUDIO.....	7
1.6.2. BASES TEORICAS .....	17
1.6.3. MARCO CONCEPTUAL.....	60
1.7. HIPÓTESIS.....	62

1.7.1. HIPÓTESIS GENERAL .....	62
1.7.2. HIPÓTESIS ESPECÍFICOS .....	62
1.8. OPERACIONAL DE VARIABLES .....	64
CAPÍTULO II: MÉTODO .....	65
2.1. MÉTODO DE INVESTIGACIÓN .....	65
2.2. TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	65
2.3. NIVEL DE INVESTIGACIÓN.....	65
2.4. DISEÑO DE INVESTIGACIÓN .....	65
2.5. POBLACIÓN Y MUESTRA .....	66
2.6. TÉCNICA Y/O INSTRUMENTOS DE RECOLECCION DE DATOS.....	66
2.7. PROCEDIMIENTOS DE LA INVESTIGACIÓN .....	66
2.8. TÉCNICAS Y ANÁLISIS DE DATOS .....	68
2.9. ASPECTOS ÉTICOS DE LA INVESTIGACIÓN.....	69
CAPÍTULO III RESULTADOS.....	70
CAPITULO IV ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	98
CAPÍTULO V CONCLUSIONES .....	101
CAPÍTULO VI RECOMENDACIONES.....	102
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	103
ANEXOS .....	108

## RESUMEN

El condicionamiento ácido promueve la remoción de la smear layer y la desmineralización dentinaria expone una red de fibras colágenas, las cuales son diluidas después de la aplicación del hipoclorito de sodio propiciando la obtención de un substrato dentinario diferenciado, rico en hidroxiapatita. El objetivo del estudio fue determinar la resistencia adhesiva aplicando la desproteínización dentinaria con hipoclorito de sodio en las tres resinas compuestas en dientes de bovino, Huancayo 2017. Materiales y métodos: Es un estudio de tipo longitudinal, comparativo, experimental de nivel explicativo; la muestra estuvo conformada por 30 dientes de bovino. Resultados: Se encontró una resistencia adhesiva de 19.64 MPa y según los grupos de comparación de las resinas compuestas se encontró con Filtek Z350 XT (3M) sin desproteínización una resistencia adhesiva 18.01 MPa y con desproteínización una resistencia adhesiva 24.84 MPa y con la resina compuesta Admira (Voco) sin desproteínización una resistencia adhesiva de 18.00 MPa y con desproteínización una resistencia adhesiva 28.57 MPa y con la resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply) sin desproteínización 10.08 MPa y con desproteínización una resistencia adhesiva 18.34 MPa. Conclusiones: si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria en las tres resinas compuestas Filtek Z350 XT (3M), Admira (Voco) y TPH3 Spectrum (Dentsply), en Dientes de Bovino. ( $p < 0.01$ ). Así también se decide estadísticamente que si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino ( $p < 0.01$ ).

Palabras claves: Resistencia Adhesiva, Desproteínización.

## ABSTRACT

Acid conditioning promotes the removal of smear layer and dentinal demineralization exposes a network of collagen fibers, which are diluted after the application of sodium hypochlorite, promoting the obtaining of a differentiated dentine substrate, rich in hydroxyapatite. The objective was to determine the adhesive resistance according to the dentin deproteinization with sodium hypochlorite in the three composite resins in bovine teeth, Huancayo 2017.

Materials and methods: It is a longitudinal, comparative, experimental study of explanatory level; the sample consisted of 30 bovine teeth. Results: An adhesive strength of 19.64 MPa was found and, according to the comparison groups of the composite resins, Filtek Z350 XT (3M) without deproteinization found an adhesive strength of 18.01 MPa and with deproteinization an adhesive resistance of 24.84 MPa and with the composite resin Admira. (Voco) without deproteinization an adhesive resistance of 18.00 MPa and with deproteinization an adhesive strength of 28.57 MPa and with the composite resin TPH3 Spectrum (Dentsply) without deproteinization 10.08 MPa and with deproteinization an adhesive resistance of 18.34 MPa. Conclusions: if there is a significant difference in the Adhesive Resistance according to the Dentin Deproteinization in the three composite resins Filtek Z350 XT (3M), Admira (Voco) and TPH3 Spectrum (Dentsply), in Bovine Teeth. ( $p < 0.01$ ). Thus, it is also decided statistically that there is a significant difference in Adhesive Resistance with and without Dentin Deproteinization of the three composite resins in Bovine Teeth ( $p < 0.01$ ).

Key words: Adhesive resistance, deproteinization

## **CAPÍTULO I**

### **INTRODUCCIÓN**

#### **1. PROBLEMA**

##### **1.1. DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA**

Es común observar pacientes que muestran su descontento con las restauraciones directa de resinas compuestas, los cuales se manifiestan en problemas bucales, tales como: Microfiltración, fracturas, etc. Para evitar estos problemas, es importante utilizar técnicas adecuadas de adhesión a esmalte y/o a dentina, existiendo así muchas opciones para lograr un trabajo calificado.<sup>1</sup>

Considerando que las restauraciones con resinas compuestas, desde hace algunos años son una alternativa en los tratamientos odontológicos y están indicadas para restauraciones directas e indirectas.<sup>5</sup>

La adhesión de estas restauraciones directas e indirectas mediante el tipo de sistema adhesivo elegido, constituyen una técnica donde actúan varios factores que pueden establecer el éxito o fracaso de dicha restauración.<sup>2</sup> En estos elementos se destacan, la desproteínización dentinaria y la técnica adhesiva a utilizar.<sup>3</sup>

Esta situación problemática se presenta en todos los consultorios a nivel mundial, donde clínicamente se puede observar que las propiedades de las diferentes resinas compuestas son diversas; del mismo modo, las técnicas empleadas para lograr una correcta adhesión son variadas. Considerando como protocolo la remoción de la malla colágena conocida como desproteínización dentinaria, se puede esperar que la capacidad de adhesión a la estructura dental varíe.<sup>4</sup> Por esta razón el presente trabajo de investigación tuvo la finalidad en primer lugar de comparar tres resinas compuestas y su influencia al realizar la desproteínización dentinaria.

## **1.2. DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA**

### **Delimitación Espacial:**

El presente estudio se realizó en la Facultad de Ingeniería Industrial de la Universidad Nacional de Ingeniería.

### **Delimitación temporal:**

El presente trabajo de investigación se realizó en los meses de junio del 2017 a Junio del año 2018.

### **1.3. FORMULACIÓN DE PROBLEMA**

#### **1.3.1. PROBLEMA GENERAL**

¿Cuál es la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con hipoclorito de sodio en las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino Huancayo 2017?

#### **1.3.2. PROBLEMAS ESPECÍFICOS**

- ¿Cuál es la resistencia adhesiva de la resina compuesta Filtek Z350XT de 3M Espe con y sin desproteínización dentinaria en los dientes de Bovino, Huancayo 2017?
- ¿Cuál es el efecto de la resistencia adhesiva de la resina compuesta Admira de Voco, con y sin desproteínización dentinaria en los dientes de Bovino?
- ¿Cuál es el efecto de la resistencia adhesiva de la resina compuesta TPH3 Spectrum de Dentsply con y sin desproteínización dentinaria en los dientes de Bovino?
- ¿Cuál es el efecto de la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino?

### **1.4. JUSTIFICACIÓN**

#### **1.4.1. JUSTIFICACIÓN PRACTICA**

Se justifica desde el punto de vista práctico debido a que en la actualidad y en nuestro medio laboral y de desarrollo profesional es importante saber cómo es la influencia de la desproteínización dentinaria frente a los sistemas de adhesión en las resinas compuestas, que brinden efectividad y funcionalidad,

garantizando de esta manera el éxito de su tratamiento rehabilitador, metodológicamente; es un problema que varía constantemente debido a la infinidad de biomateriales dentales y sistemas adhesivos que van saliendo al mercado odontológico, por lo cual el presente estudio ayudará a determinar en tiempo actual cual será el mejor sistema adhesivo en las resinas compuestas y que tanto influirá dejar la dentina desprovista de colágeno brindando resistencia adhesiva para lograr un buen tratamiento clínico, y en la práctica; permitirá conocer cuál será la resina compuesta que posee mejores propiedades de adhesión y si la desproteinización dentinaria aumenta dicha resistencia de los sistemas de resina compuesta evaluados, lo que podrá significar un mejor comportamiento clínico y por lo tanto será de gran orientación a los profesionales para elegir el mejor material y las técnicas antes de su colocación para así lograr un trabajo de calidad.

#### **1.4.2. JUSTIFICACIÓN CIENTÍFICA**

La incesante búsqueda de la reconstrucción de una sonrisa perfecta a través de la estética es sinónimo de salud y bienestar social para la mayoría de las personas. Frente a este parámetro se ha observado, que en los últimos años la evolución y desarrollo de los biomateriales dentales ha alcanzado un gran nivel, producto de la investigación en el campo de la Operatoria Dental, con la finalidad de conseguir un material perfecto no metálico, que brinde las características de Biocompatibilidad, propiedades físico-mecánicas, cualidades adhesivas y estéticas.

Dentro de estos materiales las resinas compuestas se han desarrollado de tal manera que sus propiedades mecánicas, físicas y biológicas permitan mantener las restauraciones estéticas en boca. Con relación a ello, aunque las resinas compuestas presentan los requerimientos dados por la ADA, se debe considerar las exigencias ideales para su adhesión. <sup>6</sup>

Por ello, tenemos que el primero y más grande de los impulsos en la "era adhesiva" fue alcanzado después del acondicionamiento con ácido fosfórico en esmalte. Sin embargo, la adhesión a la dentina no es tan simple y ni está consolidada como ya ocurre en el esmalte. La remoción de la capa de colágeno expuesta después del acondicionamiento ácido, también conocida como desproteínización, facilitaría la penetración del material restaurador adhesiva directamente en la capa mineral de la dentina, lo que podría producir adherencias efectivas, lo que significa una mejora en los valores de resistencia adhesiva, sellado marginal y durabilidad de la restauración. <sup>7</sup>

#### **1.4.3. JUSTIFICACIÓN METODOLÓGICA**

El presente proyecto se realizó con el método científico tipo de investigación longitudinal, comparativo y de un nivel de investigación explicativo. Se empleó una ficha de recolección de datos<sup>1</sup> para ser validada por un juicio de expertos, tomando en cuenta el tiempo y la concentración, el cual servirá como guía para futuros trabajos de investigación.

## **1.5. OBJETIVOS**

### **1.5.1. OBJETIVO GENERAL**

Determinar la resistencia adhesiva según la desproteinización dentinaria con hipoclorito de sodio en las tres resinas compuestas en dientes de bovino, Huancayo 2017.

### **1.5.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS**

- Determinar la resistencia adhesiva de la resina compuesta Filtek Z350XT de 3M Espe con y sin desproteinización dentinaria en los dientes de Bovino Huancayo 2017.
- Determinar la resistencia adhesiva de la resina compuesta Admira de Voco con y sin desproteinización dentinaria en los dientes de Bovino Huancayo 2017.
- Determinar la resistencia adhesiva de la resina compuesta TPH3 Spectrum de Dentsply con y sin desproteinización dentinaria en los dientes de Bovino Huancayo 2017.
- Determinar la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteinización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino Huancayo 2017.

## **1.6. MARCO TEÓRICO**

### **1.6.1. ANTECEDENTES DEL ESTUDIO**

Chai J y colaboradores, 2003 evaluaron la Fuerza de adhesión a la tracción de 5 agentes de cementación entre 2 materiales de restauración CAD-CAM y esmalte, empleando conos con un diámetro de 3mm de superficie y la base de 5mm de diámetro, fueron fabricados con Dicor MGC (n.50) y Cerec VITABLOCS Mark II (n.50). Se utilizaron coronas de 100 dientes no cariadas, recién extraídos, almacenados en solución salina al 0,9%, con 0,25% de ácido de sodio (NaN<sub>3</sub>) como desinfectante, se cortaron con discos de lija en el Buehler con velocidad variable. Las superficies de unión Dicor MGC Y Cerec Vitablocs fueron grabadas químicamente y cementados en la superficie del esmalte preparada con 5 agentes de cementación: Vita Cerec Duo, Panavia 21, C & B, Metabond y Fuji Duet. Todas las muestras se termociclaron 1000 veces, en 5 °C y 55 °C por 30 segundos en cada temperatura. La fuerza de tracción (MPa) se aplicó perpendicular a las superficies de unión de las muestras con una máquina universal de ensayo hasta la fractura. Las diferencias en las fuerzas de unión de tracción se analizaron con la prueba de Tukey-Kramer (n.05), obteniendo como resultados que las fuerzas de unión a la tracción media de Dicor MGC al esmalte fue el siguiente en orden descendente, MPa (10,12 - 2,25), Panavia 21 (7,28 - 1,77), Cerec Duo (5.32 - 1,65), Fuji Dúo (3,73 - 1,78) y C & B Metabond (3,11 - 1,11). Una fuerza de adherencia significativamente mayor que C & B Metabond, Fuji Dúo, Cerec Duo y Panavia 21 (P.05). Las fuerzas de unión a la tracción media de unión

Cerec VITABLOCS Mark II al esmalte fue el siguiente en orden descendente MPa (9,44 - 2,03): Fuji Dúo (11,51 - 2.79), C & B Metabond (8,98 - 3,29), Cerec Duo (8,66 - 4,71), y Panavia 21 (5,10 - 2,49). Dentro de este grupo, no hubo diferencia significativa en Fuji Dúo, pero la resistencia de la unión de Fuji Dúo fue significativamente mayor que la de C & B Metabond, Panavia 21, y Cerec Duo (P.05). La resistencia media a la tracción de todos los agentes de cementación unidos a Cerec VITABLOCS Mark II y esmalte (8,74 MPa) fue mayor que Dicor MGC y esmalte (5,91 MPa), llegando así a la conclusión que dentro del grupo Dicor MGC, la resistencia de unión media de Panavia 21 con esmalte fue significativamente mayor que C & B Metabond, Panavia 21, Cerec Duo, y Fuji Duet. Dentro del grupo Cerec VITABLOCS Mark II, la fuerza de adhesión media de Fuji Dúo fue significativamente mayor que C & B Metabond, Panavia 21, y Cerec Duo.<sup>8</sup>

Duarte P. y colaboradores, 2007 evaluaron la influencia de la desproteinización dentinaria sobre el fenómeno nanoleakage, se prepararon en 12 molares humanos con márgenes cervicales ubicadas en la dentina. Las cavidades fueron asignados a 2 grupos (n = 6) de acuerdo con el tratamiento de la dentina: Grupo I - dentina tratada de acuerdo con las instrucciones del fabricante y Grupo II - dentina tratada siguiendo las instrucciones del fabricante + 10% de NaOCl. Cada grupo se subdividió en tres grupos, de acuerdo con el DBS (sistema de adhesión a la dentina) usando: Scotchbond Multi Propósito (SBMP), Prime & Bond NT (PB) y Clearfil SE Bond (SE), que

se aplica de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Las cavidades fueron restauradas con resina compuesta, y las muestras se sumergieron en un agente trazador (AgNO<sub>3</sub> 50%) durante 24 h. Los dientes se seccionaron bucolingualmente a través del centro de las restauraciones, y el patrón nanoleakage se evaluó por microscopía electrónica de barrido (SEM) usando el modo de imagen de electrones retrodispersados, obteniendo como resultados que en el análisis SEM mostraron diferentes patrones para cada nanoleakage DBS. Independientemente de los tratamientos de dentina, todas las muestras mostraron SBMP nanoleakage, llegando a la conclusión que la influencia del tratamiento de dentina con NaOCl en el fenómeno nanoleakage era dependiente de la formulación de sistema de unión y de su interacción con el sustrato. El sistema basado en acetona probado fue el único DBS que mostró resultados beneficiosos cuando se usa en asociación con el agente de tratamiento previo de la desproteización.<sup>9</sup>

Viotti R y colaboradores, 2009 evaluaron la Microtracción de adhesión de los nuevos agentes de cementación autoadhesivos y sistemas convencionales, empleando 6 cementos autoadhesivos (RelyX Unicem(ONU), RelyX U100(UC), SmartCem 2(SC), G-CEM(GC), Maxcem (MC), y ajuste (SET), y 2 agentes de cementación convencional, que utiliza pasos de grabado y enjuague adhesivo (RelyX ARC(RX)), y uno que utiliza un adhesivo de autograbado 1-etapa (Panavia F(PF)). Un grupo adicional incluye el uso de un sistema adhesivo de imprimación de autograbado 2-etapa (Clearfil SE

Bond) antes de la aplicación de Panavia F(PS). 54 molares humanos fueron desgastados para exponer las superficies oclusales y se les asignó a 9 grupos de acuerdo con el material de cementación (n=6). Cinco resina compuesta (Filtek Z250) discos (12mm de diámetro, 5mm [Q2] de espesor) se cementan sobre los dientes de acuerdo a las instrucciones del fabricante. Después de 24 horas de almacenamiento en agua, los dientes se seccionaron en serie en vigas con un área de sección transversal de aproximadamente 1mm<sup>2</sup> en la interfaz, se ensayaron en tensión con una velocidad de cruceta de 1mm/min. Modo de fallo se determinó a través de barrido electro microscopía . Los datos fueron analizados estadísticamente mediante ANOVA de 1 vía y la prueba HSD gama de Tukey ( $\alpha=0,05$ ), obteniendo como resultados que la medida de la fuerza de adhesión (SD) en MPa fueron: RX, 69,6 (16,6)A; PS, 49,2 (9,7)A; PF, 33,7 (13,9)AB; GC, 16.9 33 (10.3)AC; UC, 15,3 (3,4)AC; ONU, 12,5 (2,4)C; MC 11.5 (6.8)CD; SC, 8,5 (4,9)CD; SET, 4,6 (0,5)D. Los grupos con diferentes letras mayúsculas fueron significativamente diferentes entre sí ( $P<0,05$ ). El modo de fallo predominante de los cementos autoadhesivos era entre el cemento de resina y la dentina, y llegando a la conclusión que las fuerzas de unión producidos por los agentes de cementación fueron significativamente más altos que los observados para la mayoría de los cementos autoadhesivos.<sup>10</sup>

Soares C y colaboradores, 2010 evaluaron la Resistencia de unión a la tracción de 4 agentes de cementación de resina unida a esmalte y dentina de

bovinos, empleando 40 incisivos bovinos que fueron incorporados en resina acrílica horizontalmente con papel de carburo de silicio y refrigerado. Prepararon 10 muestras estándar en forma de cono con una base de diámetro de 3mm. 5 muestras de cada material se unieron al esmalte y 5 a la dentina con estos agentes de cementación de resina y sus respectivos sistemas adhesivos. Después de 7 días de almacenamiento en agua destilada a 37 °C, las muestras fueron sometidas a fuerzas de tracción en una máquina universal de ensayo a una velocidad de 0,5 mm/min hasta la fractura. Las medidas se compararon con la prueba de Tukey al nivel de significancia de 0.05, obteniendo como resultados que las fuerzas de unión (MPa) obtenidos para Cemento de resina (11,5 - 3.0) , Rely X ARC (11,4 - 3.1) , Nexus (10,0 - 1,4) , y hacer cumplir (11,8 - 2,8) fueron estadísticamente igual para esmalte. Para la dentina, la fuerza de adhesión (MPa) para Rely X ARC (9,6 - 1.8) , el cemento de resina (9,3 - 0,9) , y hacer cumplir (7.8 - 2,9) fueron significativamente más altos que para Nexus (3,5 - 0.8) . También se observaron resistencias de unión significativamente mayor (MPa) de esmalte (11,2 - 2.5) de la dentina (7,5 - 1.6) y llegando a la conclusión que la fuerza de adhesión a la tracción de los agentes de cementación de resina al esmalte fueron superiores a los de la dentina , y los valores de resistencia adhesiva de Nexus a la dentina fueron significativamente menores (P.05) que los otros cementos probados.<sup>11</sup>

Sampaio Lisboa D y colaboradores, 2012 evaluaron el efecto de la

desprotección de la dentina sobre la resistencia de unión de los cementos de resina autoadhesivos y superficies de dentina que estaban sin tratar (control), las muestras consistieron en 36 terceras molares en las que fueron expuestas la dentina mediante un disco de carburo de silicio de 180, 320, y 600, los dientes se someten a un post grabar; tratamiento de desprotección. Se confeccionaron cilindros de cemento de RelyX Unicem o BisCem (n = 6) cementados en las superficies de dentina y se prueba para determinar la resistencia al corte. Los resultados se analizaron mediante ANOVA de dos vías y el test de Tukey (5%), obteniendo como resultados que el factor "tratamiento dentina" no fue significativa ( $p = 0,169$ ), mientras que el factor "cemento" ( $p < 0,001$ ) y la interacción entre los dos factores ( $p = 0,017$ ) fueron significativas. Para muestras BisCem la desprotección de la dentina resultó significativamente más alta la resistencia de unión que en el grupo control ( $p = 0,005$ ), llegando a la conclusión que ni el pretratamiento de desprotección de la dentina mejoró la resistencia de la unión de RelyX Unicem, el resultado fue que se logró una mayor resistencia de unión en las muestras BisCem mientras que el grabado ácido por sí sola no mejoró el rendimiento del material.<sup>12</sup>

Sánchez Aguilera F y colaboradores, 2012 evaluaron el efecto del tratamiento con hipoclorito de sodio (NaOCl) en la adhesión a la dentina por medio de resistencia al cizallamiento (SBS) utilizando mediciones adhesivas. La ultraestructura de los interfaces se examinó por microscopía electrónica de

barrido (SEM) y el diseño del estudio fue extraer terceros molares humanos los que se seccionaron para exponer las superficies planas de la dentina superficial o profunda. Los especímenes fueron asignados aleatoriamente a dos grupos iguales, y entre sí como sigue: (1) de acuerdo con las instrucciones del fabricante, después de 35% de grabado H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>, (2) 5% NaOCl tratados durante 2 minutos, después del grabado 35% H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>. Cada muestra se inserta en un conjunto de ensayo de corte para un solo plano de cizallamiento, las muestras se almacenaron en agua durante 24 h a 37 ° C y termociclaron (500x). Las muestras se ensayaron en cizallamiento a un fallo utilizando una máquina universal de ensayo a 0,75 mm / min. Los datos se analizaron con los procedimientos de prueba de comparación múltiple ANOVA y Newman-Keuls. Dos muestras de cada grupo fueron seleccionados al azar para investigar el aspecto morfológico de la interfaz de resina / dentina con SEM, obteniendo como resultados que después del ataque y después de la aplicación acuosa de hipoclorito de sodio (NaOCl<sub>aq</sub>), los valores fueron similares en SBS superficial que la dentina profunda ( $p > 0,05$ ). hallazgos SEM muestra de H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> muestras de grabado acondicionado una capa híbrida detectable y tags de resina de largo; para los especímenes tratados NaOCl, se puede observar una capa híbrida aparente no, y el contacto adhesivo directamente con el cuello de los tags de resina cilíndricos, llegando a la conclusión que el uso de 5% de NaOCl para 2 min después de la desmineralización de la dentina cuando se empleó PB NT no mejoró la resistencia de la unión a la dentina, probablemente debido al contenido

nanorelleno y / o cambios oxidativos en la dentina de colágeno.<sup>13</sup>

Esmaeili B y colaboradores, 2014 evaluaron el Efecto de diferentes tratamientos de superficie sobre la fuerza de unión de microtensión de dos cementos de resina compuesta, empleando un total de 16 bloques compuestos hecho de dos CBC, Core.it y Build-it fueron asignados aleatoriamente a cuatro grupos de tratamiento de superficie después de almacenamiento de agua y termociclado (2 semanas y 500 ciclos). Los grupos experimentales incluyeron superficie rugosa con aire abrasivo (AA), ácido fluorhídrico, piedra pómez, y el láser y luego se unieron al diseño / bloques de cerámica de feldespato asistido por ordenador de fabricación asistidos por ordenador utilizando dos cementos de resina Panavia F2 (PF), y de doble enlace (DL). El TBS fue probado, y el modo de fractura se evaluó. Los datos fueron analizados con el análisis de varianza múltiple para estimar la contribución de los diferentes tratamientos superficiales, cementos de resina y dos CRCs edad en TBS. Nivel de significación estadística se estableció en  $<0,05$ , obteniendo como resultados que el tratamiento de la superficie y tipo de cemento afectadas significativamente tuvieron una fuerza de unión ( $P < 0,001$ ), pero el tipo de CRC no ( $P = 0,468$ ). Entre los métodos de rugosidad, los valores más altos y los más bajos de TBS se obtuvieron secuencialmente en AA y grupos láser Er.YAG. La resistencia de la unión más alta fue en el grupo AA cementado con PF (31,83 MPa). El modo de falla más común fue la fractura cohesiva en el cemento, y llegando a la conclusión que los

diferentes tratamientos de superficie tienen diferentes efectos sobre TBS de CRC a feldespática cerámica. PF fue significativamente mejor que el DL.<sup>14</sup>

Lin Hu y colaboradores, 2015 evaluaron los efectos de la degradación del colágeno tipo I en la durabilidad de tres sistemas adhesivos en la fase temprana de la adhesión a la dentina, se usaron especímenes de dentina que se prepararon usando tres tipos diferentes de sistemas adhesivos. Se realizó micro-tracción de la fuerza de adherencia y degradación del colágeno que fueron probados antes, y después de 1 mes o 4 meses de crianza en saliva artificial. La relación entre la resistencia de la unión por micro-tracción y la degradación del colágeno se analizó mediante el cálculo de su coeficiente de correlación de Pearson, obteniendo como resultados que la reducción dependiente del tiempo inducida en la fuerza de adhesión de micro-tracción para todos los sistemas adhesivos ensayados, aunque dicha reducción para el paso de un solo adhesivo de autograbado G-Bond (GB) no fue estadísticamente significativa. La fuerza de unión del sistema de adhesivo de primera mano de autograbado de dos pasos Clearfil SE Bond (SEB) fue similar a la del sistema adhesivo de auto-grabado de dos pasos Single Bond 2 (SB), y ambos estaban significativamente después de una o cuatro meses de envejecimiento. Se encontró una correlación negativa entre el grado de degradación del colágeno y la magnitud de la fuerza de adhesión de micro-tracción ( $r = -0,65$ ,  $p = 0,003$ ), el coeficiente de correlación de Pearson fue 0,426, lo que indica que el 42,6% de la reducción inducida por el

envejecimiento en la fuerza de unión puede ser explicado por la degradación del colágeno, llegando a la conclusión que en la fase temprana de la adhesión a la dentina, hubo una correlación negativa entre el grado de degradación del colágeno y la magnitud de la fuerza de unión por micro-tracción. La reducción de la resistencia de la unión fue acompañada por la degradación de colágeno. Estos resultados proporcionan evidencia de la relación causal entre la degradación del colágeno y el deterioro de la interfaz de dentina – adhesivo.<sup>15</sup>

Aginaldo de Sousa Junior y colaboradores, 2015 evaluaron el efecto del tiempo de aplicación de corriente de aire y la técnica de unión en la resistencia de la unión a la dentina de los adhesivos con diferentes disolventes. Además, también se evaluó el porcentaje de contenido y la volatilización de los disolventes contenidos en los adhesivos. Se evaluaron tres sistemas adhesivos con diferentes disolventes (Ambar, MGF, etanol Stae, SDI, acetona; XP Bond, Dentsply De Trey, butanol): las concentraciones y las tasas de evaporación de cada adhesivo se midieron usando una balanza analítica. Después de grabado ácido y de enjuague, las superficies oclusales de dentina de molares humanos se mantuvieron húmedos (convencional) o fueron tratadas con hipoclorito de sodio al 10% para la desproteinización. Después de aplicación de adhesivos sobre la dentina, se aplica una ligera corriente de aire durante 10, 30 o 60 seg. Los cilindros compuestos fueron contruidos, sometidos a una prueba de cizalla. Los datos fueron sometidos a ANOVA y prueba de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ), obteniendo como resultados que el

mayor contenido de disolvente en Ambar es el más bajo. La acetona presenta la tasa de evaporación más alta, seguida por butanol, la fuerza de adhesión al cizallamiento se vieron afectados significativamente sólo por los factores de "pegamento" y "técnica de unión" ( $p < 0,05$ ), mientras que la "duración de la corriente de aire" factor no fue significativa, la desprotección de la dentina aumenta la fuerza de unión ( $p < 0,05$ ). Se mostraron los valores de resistencia de adhesión más bajos ( $p < 0,05$ ), mientras que no se observó ninguna diferencia significativa entre XP Bond y Ambar, llegando a la conclusión que a pesar de las diferencias en el contenido y la velocidad de evaporación de los disolventes, la duración de la aplicación de corriente de aire no afectaron a la fuerza de adhesión a la dentina con independencia de la técnica de unión.<sup>16</sup>

### **1.6.2. BASES TEORICAS**

#### 1. Propiedades mecánicas de los materiales:

Las propiedades mecánicas se definen según las leyes de la mecánica, como la ciencia física que se ocupa de la energía, las fuerzas y los efectos que provocan en los cuerpos. Es decir, Las propiedades mecánicas de un material describen el modo en que este responde a la aplicación de una fuerza o carga. Solamente se pueden ejercer tres tipos de fuerzas mecánicas que afecten a los materiales: compresión, tensión y cizalla. Las pruebas mecánicas consideran estas fuerzas por separado o combinadas. Las pruebas de

tracción, compresión y cizalla sirven solo para medir una fuerza, mientras que las de flexión, impacto y dureza implican dos o más fuerzas simultáneas.<sup>4</sup>

Para fines del presente proyecto se centrará principalmente en los cuerpos estáticos, los que están en reposo, en lugar de los dinámicos en movimiento. Un factor importante para rehabilitación oral, específicamente para lo que son prótesis fijas es la resistencia; la propiedad mecánica de un material que garantiza que las prótesis cumplen sus funciones de manera eficaz, segura y durante un periodo de tiempo razonable. En general, la resistencia es la capacidad de la prótesis de resistir la tensión inducida sin que se produzca una fractura o deformación permanente (deformación plástica). La deformación plástica se produce cuando se excede el límite de tensión elástica (límite proporcional) de la prótesis.<sup>4</sup>

El fracaso potencial de una prótesis sometida a distintas fuerzas está relacionado con las propiedades mecánicas de los materiales protésicos. Las propiedades mecánicas son las respuestas tanto elásticas (reversibles, al eliminar la fuerza) y plásticas (irreversibles o no elásticas) de los materiales sometidos a una fuerza, distribución de fuerzas o presión. Las propiedades mecánicas se expresan generalmente en unidades de tensión o deformación.

Pueden presentar medidas de:

1. Deformación elástica o reversible (es decir, límite proporcional, resiliencia y módulo de elasticidad).

2. Deformación plástica o irreversible (elongación o dureza).
3. Combinación de la deformación elástica y plástica, como la tenacidad y el límite elástico convencional.

Por lo tanto, para poder hablar de estas propiedades, primero debemos entender los conceptos básicos de tensión y deformación. La tensión es la fuerza por unidad de área que actúa sobre millones de átomos o moléculas en un plano determinado de un material. A excepción de algunas situaciones de flexión como las muestras de flexión de cuatro puntos y las formas no uniformes de algunos objetos, la tensión disminuye como función de la distancia desde el área de la fuerza aplicada o presión aplicada. En el área de odontología, existen varios tipos de tensión que se desarrollan de acuerdo con la naturaleza de las fuerzas aplicadas y de la forma del objeto. Entre ellos se incluye la fuerza de tracción, la fuerza de cizallamiento y la fuerza de compresión. Por ello, la fuerza de un material se define como el nivel medio de tensión en el que un material muestra una cantidad determinada de deformación plástica inicial o en el que se produce la fractura de muestras del mismo tamaño y forma. La resistencia de un material puede describirse de acuerdo con las siguientes propiedades:

1. Límite proporcional: fuerza que una vez superada ya no es proporcional a la deformación.
2. Límite elástico : tensión máxima que puede soportar un material antes de deformarse plásticamente.

3. Límite elástico convencional: tensión necesaria para producir una cantidad determinada de deformación plástica.

4. Resistencia máxima : De la misma manera la resistencia depende de varios factores:

- La tasa de deformación.
- La forma de la muestra.
- El acabado de la superficie.
- El medio en el que se prueba el material.

Cuando una fuerza externa actúa sobre un sólido, se produce una reacción contraria a esta fuerza, de igual magnitud pero de dirección opuesta. La tensión producida dentro de un material es igual a la fuerza aplicada dividida por el área sobre la que actúa. La fuerza de tracción provoca una tensión de tracción; la fuerza de compresión produce tensión de compresión; y una fuerza de cizallamiento o flexión produce tensión de cizallamiento. <sup>4</sup>

Las tensiones de tracción y compresión son fuerzas axiales principales, mientras que la tensión de cizallamiento representa la combinación de los componentes de tracción y compresión. Siempre que exista tensión, inducirá deformación o alargamiento.

La deformación por unidad de longitud, es la deformación relativa de un objeto sometido a una tensión. La deformación puede ser elástica o plástica o ambas. La deformación elástica es reversible, el objeto recupera su forma original al

dejar de aplicar la fuerza. La deformación plástica se considera la alteración permanente de un material que no regresa a su forma original al eliminar la fuerza aplicada.<sup>4</sup>

Resistencia de tracción:

La resistencia de tracción es la que por unidad de área se necesita para romper la unión de dos cuerpos, donde la falla generalmente ocurre cerca de la interfase. La unidad internacional que se utiliza para medir la resistencia de tracción es el megapascal (MPa). La fórmula para obtener este valor de adhesión es:

Tensión = Fuerza / área Tensión= N/mm<sup>2</sup>

Es bastante difícil desarrollar condiciones de laboratorio que puedan evaluar la longevidad de la adhesión debida a los numerosos factores envueltos en la degradación de la adhesión y a que el desarrollo oral es dinámico y biológicamente complejo.

Medición de la resistencia de tracción:

La evaluación de la eficiencia de los cementos resinosos duales se basa en la medición de la fuerza adhesiva .Existen dos métodos para medirla, una prueba para resistencia de tracción cortante o cizallamiento y otra para resistencia de tracción en tensión o microtracción de una muestra hasta que esta se fracture. Este tipo de prueba puede ser indicativo de cómo puede actuar el cemento resinoso dual in vivo. No hay un acuerdo unánime en la fuerza adhesiva

mínima que debe existir para que haya una adhesión exitosa, aunque se ha propuesto un valor de 20 MPa o más como razonable.<sup>5</sup>

Microtensión:

El test de microtensión fue introducido por Sano en 1994, esta prueba se ha propuesto para la evaluación de áreas (interfase adhesiva) que oscilan alrededor de 0.5 a 1 mm, de esta manera se obtienen datos de las fallas exclusivamente adhesivas, permitiendo un análisis real de la resistencia de unión entre el material y la estructura dental. Se trata de una técnica muy laboriosa, pero presenta múltiples ventajas:

- Con ella se pueden medir grandes fuerzas de adhesión, incluso cuando se emplean a propósito fuerzas altas como 30 MPa o más, el fallo sucede casi siempre en la interfase adhesiva.
- Permite testar la adhesión en áreas muy pequeñas y en diferentes regiones.
- Es capaz de obtener de una sola pieza múltiples especímenes.<sup>17</sup>

2. Resistencia adhesiva:

Explicado lo anterior, podemos llegar a la conclusión que, la resistencia adhesiva es la capacidad de los materiales de unirse al sustrato dental, es decir es un fenómeno superficial entre dos cuerpos en íntimo contacto, en donde al menos uno es sólido, en nuestro caso los tejidos dentarios, dicha unión se da por las siguientes fuerzas:

a) Mecánica:

- Por efecto geométrico.
- Por efecto reológico: cuando hay cambio estructural, dimensional o físico (como por ejemplo cuando pasa de líquido a sólido), el adhesivo líquido penetra las irregularidades y luego solidifica sufriendo cambios volumétricos.

b) Química o Específica:

- Adhesión química primaria: por enlaces de tipo iónico, covalentes o metálicos. Estas son las que menos se producen. Los vidrios ionómeros logran la adhesión química primaria, pero ésta no es suficiente para dar estabilidad en el tiempo.
- Adhesión química secundaria: por enlaces débiles como puentes de hidrógeno (fácilmente hidrolizables en agua, por lo que no funcionan muy bien por esto mismo en boca por la saliva), Fuerzas de van der Waals o dipolos (las más usados en odontología).<sup>19</sup>

Por lo tanto, para lograr una buena adhesión necesitamos tres principios básicos:

- Adaptación de las superficies: en la adhesión mecánica, el adhesivo debe llenar las retenciones presentes. Igualmente en la adhesión química, es imprescindible la adaptación entre las paredes a unir.
- Energía Superficial: para lograr adaptación íntima de un material sobre otro la superficie del sólido debe tener alta energía superficial y debe estar libre de

contaminantes. En el líquido se llama tensión superficial (son lo mismo con distinto nombre), en donde mientras más orgánico sea, menor tensión va a tener.<sup>19</sup>

#### Energía Superficial:

-La energía superficial de un sólido o un líquido y la interfase entre sólidos, líquidos y gases, tienen una energía particular asociada.

-El espesor de esta zona superficial activada equivale al de una molécula, o sea, alrededor de  $10\text{Å}$ .

-Un esmalte grabado tiene mayor energía que uno no grabado (72 v/s 28 triple).

-La dentina es al revés, cuando se graba su energía disminuye a la mitad más menos cuando se graba (42 dentina fresada y 28 dentina grabada).

#### Tensión Superficial:

-Por efecto de la Tensión Superficial, las gotas de agua se comportan como si estuvieran envueltas en una membrana elástica, adoptando una forma esférica.<sup>18</sup>

-A menor tensión superficial: más se extiende la gota.

• Mojado, Humectación, Ángulo de Contacto o Wetting: es la capacidad de un líquido de fluir fácilmente sobre la totalidad de la superficie del sólido y

adherirse a él. Esto va a depender de dos factores importantes: la limpieza de la superficie y la energía superficial de la misma. <sup>18</sup>

### 3. Adhesión a dentina:

Los mecanismos de adhesión a esmalte son predecibles posibilitando lograr éxito clínico, mientras que los métodos y sistemas de adhesión a dentina todavía son discutidos y algunos no debidamente comprobados. Es por ello, que para que la adhesión al diente se produjera eficazmente, se debía partir de un conocimiento exhaustivo de la estructura del esmalte y la dentina. De éstos se sabía que la dentina presentaba un comportamiento diferente al del esmalte, siendo la primera mucho más hidrófila y compuesta por un 70% de hidroxiapatita, un 18% de colágeno y un 12% de agua, frente al esmalte bastante menos hidrófilo, y constituido por un 95% de material inorgánico, un 4% de agua y un 1% de material orgánico. <sup>19</sup>

La dentina constituye la mayor parte de la estructura dental y sus propiedades son determinantes en casi todos los procedimientos de odontología restauradora. Es importante conocer las propiedades mecánicas de la dentina para entender como se distribuyen y absorben las fuerzas originadas durante la masticación y para predecir alteraciones que puedan sufrir debido a los procedimientos restauradores, la edad y la patología. Las propiedades de la dentina dependen básicamente de su estructura y composición. Su microestructura está dominada por la presencia de túbulos dentinarios. Los túbulos están rodeados por una región peritubular hipermineralizada, y que a

su vez se haya embebida en una matriz intertubular formada principalmente por colágeno tipo I que engloba, configurando un entramado, cristales de hidroxiapatita y fluido dentinario. Los túbulos se extienden desde la cámara pulpar hasta la unión amelodentinaria. Estos canales varían en número y pueden representar desde el 1% (0.8 mm de diámetro) del área total de la superficie de la dentina junto a la unión amelodentinaria y aumentar en dirección a la pulpa hasta el 22% (2.5 mm de diámetro) del área total de superficie de la dentina. Esta organización determina un comportamiento anisotrópico de la dentina, es decir, las propiedades del substrato difieren según la dirección considerada.<sup>19</sup>

Resistencia de la dentina:

Dicho esto, podemos decir que; la adhesión se puede definir como el estado en el que dos superficies se mantienen unidas mediante fuerzas o energías interfaciales basadas en mecanismos químicos, mecánicos o ambos, con la mediación de un adhesivo. En odontología son tres substratos los que participan en la adhesión: el material de restauración, el diente y el sistema adhesivo. Si sometemos a estrés la interfase dentina/restauración hasta el punto de fallo, la fractura puede localizarse en uno de los substratos anteriormente nombrados. Es decir, en la capa de adhesivo (fallo adhesivo), en la resina compuesta próxima a la interfase (fallo cohesivo), o bien en la dentina (fallo cohesivo). Normalmente el tipo de fallo es mixto. La localización

en uno u otro sustrato depende de las propiedades mecánicas de cada uno de los constituyentes, así como del espesor del agente adhesivo.<sup>20</sup>

Entonces, la dentina es básicamente un sustrato dinámico y esto es principalmente lo que hace que la adhesión a dentina se vuelva una técnica muy sensible, muy difícil de obtener e impredecible.

Muchos factores también, pueden ser responsables por la sensibilidad de la adhesión a dentina, como la complejidad de su estructura histológica, la variabilidad en su composición y otros factores entre los que están: La posición de la dentina en el diente, el tipo de dentina, la edad del diente, entre otras. No toda la dentina es igual, los túbulos dentinarios se encuentran más separados y con menor diámetro en la unión esmalte-dentina y son más cercanos entre sí y con mayor diámetro entre más cerca se encuentran de la pulpa dental.<sup>20</sup>

Los túbulos están inmediatamente rodeados de una matriz denominada dentina peritubular o intratubular, que se encuentra demarcada por la dentina intertubular que es propiamente el cuerpo principal de la dentina.<sup>20</sup>

La adhesión a dentina ha sido y aún sigue siendo un proceso muy difícil de obtener. El obtener esta adhesión a dentina, ofrecería muchas ventajas sobre los materiales, o sobre las técnicas que no ofrecen una adhesión química a la estructura dental. Su obtención favorecerá el tener que remover menor cantidad de tejido dentario, la creación de preparación de cavidades más conservadoras y el poder modificar los conceptos básicos de las formas de retención y resistencia. La adhesión a esmalte, se puede considerar que está

bien entendida con la idea básica de que se obtienen valores altos de resistencia a la unión y casi la total eliminación de la microfiltración. La habilidad propia de obtener una adhesión fuerte y durable a dentina como la adhesión a esmalte, es deseable y marca la pauta para su logro o desarrollo. La adhesión a dentina, debe además, eliminar la penetración de bacterias, disminuyendo el riesgo de caries secundaria, la pigmentación marginal y el daño irreversible a la pulpa dental.<sup>21</sup>

Existen distintos sistemas de adhesión a dentina que se han presentado a través de los años, representados por los diferentes mecanismos, recursos o técnicas como se han buscado para lograr la adhesión.

A pesar de que existen mejores formas de cómo describir o cómo clasificar la búsqueda de adhesión a dentina, el utilizar o agrupar por medio de generaciones, proporciona una idea muy acertada de los principios, desarrollo y logros actuales de los distintos sistemas de adhesión. Previo a una clasificación por generaciones, es necesario hacer mención al trabajo de investigadores pioneros en este campo, que de alguna manera han contribuido a enriquecer el conocimiento de la adhesión a la estructura dental.<sup>20</sup>

Por otro lado Fusayama en 1979, prueba un sistema adhesivo constituido por Bis GMA y Fenil metacriloxietil-fenil-hidroxifosfato, siendo lanzado al mercado mundial como Clearfil Bond System F. Siguiendo esta línea publica los resultados de la acción del grabado total, basado en la formación de tags resinosos que penetraban dentro de los túbulos dentinarios. Los agentes

adhesivos que utilizaban el acondicionamiento ácido total desmineralizan la dentina peritubular e intertubular, exponiendo la red espacial de fibras colágenas, para lograr su imprimación con una resina hidrófila-hidrófuga, el 4 META-TBB-O y formar un híbrido reforzado de dentina-resina, denominado; capa de hibridización o retículo interpenetrante micromecánico de metacrilato polimerizado y colágeno dentinario. La capa de hibridización que se genera por uniones micromecánicas con el colágeno dentinario y la penetración en los túbulos de resin tags, es resistente a los ácidos e insoluble. Sin embargo, presenta nanofiltraciones y microfiltraciones.<sup>22</sup>

Tres corrientes fueron desarrolladas para lograr adhesión a dentina a través de primers y adhesivos, algunas con más éxito clínico que otras:

- a) Según Nakabayashi y col en 1982, el acondicionamiento total o simultáneo de esmalte y dentina con ácido fosfórico en alta concentración y aplicación de monómeros hidrófilos-hidrófugos para obtener adhesión por hibridización.
- b) Según Prati y col en 1999, el acondicionamiento total o simultáneo de esmalte y dentina con ácido fosfórico en alta concentración, desproteinización con hipoclorito de sodio en distintas concentraciones y aplicación de monómeros hidrófilos e hidrófugos para alcanzar adhesión por contacto o por hibridización reversa.
- c) Según Uribe echevarría en 1997, Tay y col en el 2001, la dentina puede también ser acondicionada, activada y desmineralizada con adhesivos

autoacondicionadores, que contienen ácidos débiles en baja concentración y monómeros acídicos que posibilitarán la adhesión a dentina por unión micromecánica por imprimación del colágeno dentinario o imprimación resinosa y por reacción ácido-base o reacción tipo GL o glass ionomer, con formación de sales insolubles con los cristales de hidroxiapatita presentes en la dentina, formando una capa de reacción-integración.<sup>21</sup>

Por lo tanto, para comprender la adhesión a dentina es importante conocer las características morfológicas y estructurales de este sustrato dinámico y las variaciones que sufre bajo distintas situaciones clínicas normales y patológicas.

Sustrato estructural y adhesivo:

El tejido dentinario producto de la secreción de los odontoblastos y sus procesos, es el encargado de proveer la función de protección a la pulpa dentaria y de soporte elástico y resiliente a esmalte y cemento. La dentina, contrariamente al esmalte, es un tejido conectivo mineralizado de origen mesodérmico, que contiene a los procesos celulares de los odontoblastos, con elevado contenido de materia orgánica y agua, con una dureza semejante por distintos mecanismos a los receptores del plexo nervioso subodontoblástico otorgándole a la pulpa dentaria una información rápida y efectiva.<sup>21</sup>

Morfológicamente está constituida por túbulos o conductos que se extienden desde la unión amelodentinaria hasta la pulpa. Los túbulos dentinarios por su relación embriológica con el órgano del esmalte lograrían introducirse en el

tejido adamantino. Cada túbulo dentinario puede dividirse y subdividirse en su interior y en la unión amelodentinaria para conformar un sustrato imbricado e integrado. Este reciente hallazgo justificaría la sensibilidad a nivel de la unión o imbricación amelodentinaria. En cambio, a nivel del cemento dentinario los túbulos se originan unitarios para subdividirse en el interior de la dentina o conformar túbulos laterales o lateral branches. (FIGURA 3). Los túbulos tienen forma de cono invertido de base mayor pulpar y extremo menor amelodentinario y se encuentran dentro de una matriz mineralizada llamada dentina intertubular.<sup>22</sup>

Clasificación de la dentina:

A) Según su estructura:

a. Dentina intertubular: esta formado por fibras colágenas, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, factores de crecimiento y proteína dentinogénicas, que sostienen a los cristales de hidroxiapatita. Las fibras colágenas constituyen las fibras principales del tejido conectivo, son flexibles, elásticas y proporcionan resistencia. El colágeno dentinario corresponde al tipo I (formado por tres cadenas alfa 1,2 y 3) y al tipo III. El primero aporta al tejido resistencia, elasticidad y flexibilidad y el tipo III está relacionado con el desarrollo y el trabajo tridimensional fibrilar. Asociados con la molécula de colágeno existen grupos hidrocarbonados que están unidos a residuos de hidroxilisilo, por esta razón al colágeno se lo considera una glicoproteína. Por lo tanto todas estas proteínas participan activamente en los mecanismos de

adhesión: el colágeno oponiéndose a las fuerzas de compresión desarrolladas y los glicosaminoglicanos y proteoglicanos oponiéndose a las fuerzas de tensión deformación.

b. La dentina peritubular o intratubular: constituye un anillo hipermineralizado que rodea a los túbulos dentinarios, caracterizándose por su riqueza en cristales de hidroxiapatita y por su carencia en fibras colágenas. Las características estructurales y la composición sufren importantes modificaciones con la edad, ya que la dentina peritubular aumenta de espesor disminuyendo el diámetro interno de los túbulos por el depósito de minerales. Esta dentina es denominada dentina esclerótica fisiológica, para diferenciarla de la dentina esclerótica reactiva o reaccional que se produce en respuesta a estímulos externos de baja intensidad.

B) Según su localización: La dentina puede ser clasificada de acuerdo con sus patrones de desarrollo, estructura, localización, características de su matriz y las modificaciones que sufre el tejido a lo largo de su vida en respuesta a diferentes estímulos que sobre ella actúan. Estos factores que modifican el sustrato dentinario están íntimamente relacionados con las preparaciones adhesivas y con el accionar de los agentes de unión o adhesión.

a. Dentina superficial: es dentina primaria que se forma antes y durante la erupción activa, caracterizándose por presentar los túbulos sin proceso odontoblástico, en una cantidad de 18.000 túbulos/mm<sup>2</sup>, con un diámetro de 0.9µm, lo que hace de esta dentina el sustrato adhesivo más eficiente, ya que

la dentina intertubular presenta la máxima cantidad de fibras colágenas y de hidroxiapatita, con mínima proporción de agua. <sup>22</sup>

b. Dentina media: es dentina primaria que se caracteriza por presentar una variable cantidad de túbulos con o sin proceso odontoblástico, en cantidad de 25.000 túbulos/ mm<sup>2</sup>, con un diámetro de 1.5 a 1.8µm, lo que hace de ésta un sustrato adhesivo efectivo, ya que la dentina intertubular presenta fibras colágenas, hidroxiapatita y agua, en una cantidad media entre la dentina superficial y la dentina profunda.

c. Dentina profunda: es la dentina primaria o secundaria (de acuerdo con la edad del individuo), que protege a la pulpa dentinaria conjuntamente con la predentina. La luz de los túbulos dentinarios es ocupada por los procesos odontoblásticos primarios, alcanzando un diámetro de 3.2 a 4.6µm y una cantidad de 66.000 a 90.000 túbulos/ mm<sup>2</sup>, constituye el sustrato adhesivo más deficiente, ya que el diámetro y la cantidad de túbulos presentes disminuyen la superficie de dentina intertubular, aumentando la cantidad relativa de agua, con disminución de colágeno y de hidroxiapatita.

d. Dentina esclerótica: es una dentina hipermineralizada que ocluye parcialmente a los túbulos dentinarios. Se forma como respuesta pulpar a una agresión externa de escasa intensidad, como caries de avance lento, abrasiones, atriciones y como cambio funcional durante la vida. Se caracteriza por presentar una capa odontoblástica con algunos cambios estructurales. Cuando la dentina es expuesta, proteínas del plasma y metabolitos son

transportados por el fluido dentinario hacia la zona de dentina intratubular hipermineralizada del túbulo dentinario, aumentando su espesor y reduciendo su luz a través de cristales de alto contenido cálcico. Esta dentina hipermineralizada es adecuada para la adhesión.

e. Dentina terciaria reaccional: se sintetiza y deposita como respuesta a agresiones patológicas externas de moderada intensidad que no llegan a destruir la barrera odontoblástica, como caries de avance lento, procedimientos operatorios, abrasiones, etc, que estimulan a los odontoblastos a la producción rápida y desorganizada de dentina con deformación de la cámara pulpar. Esta dentina en contacto con la pulpa dentaria es un débil sustrato adhesivo.

f. Dentina terciaria reparativa: se forma por severas agresiones patológicas externas, como caries, fractura, abfracciones o calor generado por el instrumento rotatorio, que determinan la destrucción de la barrera odontoblástica. Las células mesenquimáticas indiferenciadas son las encargadas de reemplazar a los odontoblastos perdidos, que no presentan fenómenos de mitosis celular, por células odontoblastoides que cicatrizarán la herida a raves de un puente dentinario que deforma la cámara pulpar. La neodentina formada es de estructura irregular y con mínima cantidad de túbulos. Esta dentina desorganizada y anárquica es un sustrato adhesivo inseguro.<sup>23</sup>

Evolución de las técnicas adhesivas:

A) Características de la dentina:

La estructura de la dentina constituida por un enmarañado de fibras colágenas que engloban la hidroxapatita se encuentra atravesada por los túbulos dentinarios, desde la pulpa hasta el esmalte. Estos presentan a su vez numerosas ramificaciones colaterales conocida como canalículos dentinarios a lo largo de su extensión. Las paredes de los túbulos están constituidos por una dentina más mineralizada, prácticamente sin fibras colágenas, que se denominan dentina peritubular. El resto de la dentina es la llamada intertubular, que es menos mineralizada y rica en fibras colágenas.

B) Acondicionamiento ácido de la dentina:

Tiene por finalidad retirar totalmente la capa de barro dentinario producida durante la preparación cavitaria y disolver parcialmente la hidroxapatita, componente mineral de la dentina. En la dentina intertubular, dicha solución expone una trama de fibras colágenas. En los túbulos dentinarios, cuyas paredes están formadas por una dentina más mineralizada, la disolución de la hidroxapatita promueve la apertura de los túbulos, los cuales quedan con una forma de embudo o cono. El tiempo de acondicionamiento ácido de la dentina varía en función del ácido empleado. Para los geles de ácido fosfórico de entre 30 y 37% se utilizan 15 segundos, y así se consiguen porosidades de 0.05 a 1.0 micrómetro de diámetro en la dentina intertubular y de uno a tres micrómetros en la dentina peritubular. Estas porosidades según Pashley en 1992 son más pequeñas de las que se crean en el esmalte, que son de 5 a 7 micrómetros.

Generalmente la profundidad de desmineralización de la dentina intertubular es del orden de 4 a 5 micrómetros y la penetración del adhesivo de 3 micrómetro.<sup>23</sup>

C) Formación de la capa híbrida:

Los actuales adhesivos hidrófilos tienen la capacidad de interpretar el enmarañado de fibras colágenas resultantes de la desmineralización de la dentina, formando una capa híbrida de colágeno, hidroxiapatita y resina, es decir, formada por la difusión de la resina en la dentina previamente acondicionada por ácido. Este mecanismo es el que provee la retención de la resina en la dentina por un proceso de micro imbricamiento mecánico, o sea, un mecanismo semejante al caso de la adhesión al esmalte. Los adhesivos autoacondicionadores son muy efectivos en penetrar la dentina, formando una capa híbrida exenta de defectos o de dentina desmineralizada y no impregnada. La capa híbrida que se obtiene con los adhesivos autoacondicionadores presenta un espesor más delgado pero más que suficiente para proveer un gran imbricamiento entre el adhesivo y las fibras colágenas.<sup>24</sup>

D) Mecanismo de las fallas producidas en la adhesión a la dentina:

La resistencia de la dentina tiene gran importancia para entender las características de los fallos adhesivos a la dentina.

a) Falla cohesiva: en la actualidad el grado de intensidad que alcanza la unión de los adhesivos modernos a la dentina es prácticamente uniforme. Al

medir la unión de un adhesivo a la dentina, en realidad estamos midiendo la unión de diferentes estructuras en el siguiente orden: capa híbrida, fibras colágenas no recubiertas y dentina íntegra, por lo tanto las fibras colágenas constituyen la estructura menos resistente. En realidad de acuerdo a Garone Filho el conjunto funciona como si se tratase de una cadena formada por eslabones de resistencias diferentes que de someterse a fuerzas traccionales, en el momento de alcanzar la resistencia del eslabón más débil, este se rompería. Por consiguiente si en condiciones ideales logramos los 30 MPa, este valor correspondería a la resistencia traccional de las fibras colágenas, el integrante más débil de la dentina desmineralizada.

b) Falla adhesiva descrita por Garone Filho 2002: otra posibilidad de que se presente una falla en la unión a la dentina, sin que se produzca fractura de las fibras colágenas, es cuando se rompe el adhesivo mismo en la interfaz adhesivo/dentina, debido a que en ella la resistencia del adhesivo se encuentra disminuida, en función de su afinamiento producido al penetrar en la dentina, pudiendo en algunos casos llegar a ser inferior a la resistencia de las fibras colágenas. En esta circunstancia, se produciría una falla adhesiva. La situación clínica que más propicia este tipo de falla es la excesiva remoción de agua en la dentina acondicionada, unida al uso de un adhesivo que contiene acetona.

c) Fallas marginales: las fallas marginales y su consecuente recidiva de caries son las principales responsables del reemplazo de las restauraciones.

Esta característica depende mucho de la técnica empleada por el profesional, aunque algunos materiales son más críticos que otros. Un análisis más superficial de los procedimientos adhesivos nos llevaría a imaginar que una unión adhesiva satisfactoria sería garantía de un buen cierre marginal, pero esa es una conclusión errónea. Lo más frecuente es que no se encuentre una correlación entre unión adhesiva y filtración marginal.

d) El solvente del primer o del primer/bond: su función es disolver los monómeros hidrófilos del primer, facilitando su penetración en los intersticios húmedos de la dentina desmineralizada. Por consiguiente, esos solventes deben ser también hidrófilos (entre ellos, los más usados; acetona, alcohol etílico y agua). En los adhesivos que contienen acetona, debido a la gran volatilidad de sus componentes, debe tenerse mucho cuidado en mantener el frasco cerrado y aplicarse inmediatamente al diente.

Cuando la dentina acondicionada y húmeda entra en contacto con el adhesivo, puede contraerse entre 25 a 30%, en función del tipo de solvente utilizado. Las contracciones de mayor magnitud se producen en el caso de la acetona, mientras que los mejores resultados se producen con metanol y etilenglicol. Por otro lado si la dentina estuviese seca podrán obtener mejores resultados ahora de expansión, con el metanol o el etilenglicol como solventes. Por consiguiente podemos concluir que los adhesivos a base de alcohol son menos susceptibles a las variaciones en el grado de humedad de la dentina.

e) El número de capas del adhesivo: con un pincel se aplica adhesivo en cantidad suficiente para cubrir la cavidad en toda su superficie, se espera 20 segundos para que el primer penetre en la dentina hasta alcanzar la profundidad que abarcó la desmineralización. Cuando se trata de decidir el número ideal de capas hay que tener en cuenta lo siguiente:

- Espesor de la capa no polimerizada por la inhibición que ocasiona el oxígeno. Cuando esta gruesa los fabricantes recomiendan el uso de capas múltiples.

- Los adhesivos sin relleno requieren mayor número de capas, al comparar la resistencia adhesiva de un adhesivo autoacondicionador con 3 técnicas de aplicación, encontró los resultados siguientes: a) la técnica recomendada por el fabricante, consistente en realizar la aplicación sin frotar (8MPa). b) una capa frotando el adhesivo (16MPa). c) dos capas, la primera frotando y la segunda sin frotar (27,8MPa)

f) Secado para eliminar el solvente del adhesivo: una vez cumplida su función de facilitar la penetración del primer en la dentina húmeda, se debe propiciar la eliminación por completo del solvente mediante su evaporación con chorros de aire cuidando de mantener una separación de 3 cm entre la punta de la jeringa y la cavidad.

g) Fotoactivación del adhesivo: en el caso de una restauración directa es muy importante que se polimerice el adhesivo antes de colocar la resina compuesta, aunque el fabricante no hubiere hecho esta recomendación. Hoy en día existe una tendencia de simplificar los procedimientos adhesivos y eso

hace que algunas veces los fabricantes recomienden seguir pasos mas simple. Cuando el adhesivo presenta el primer separado del bond, generalmente el primer no requiere de fotoactivación, en tal caso, luego de evaporar el solvente se aplica bond, y sin esperar se elimina el exceso con un pincel seco y entonces si se procede a la fotoactivación.<sup>25</sup>

En conclusión, la resistencia de la dentina depende de la orientación tubular y es mayor cuando la carga se aplica perpendicular al eje axial de los túbulos. La explicación es desconocida pero probablemente se relaciona con la estructura de la dentina y la distribución de las fuerzas durante el ensayo. Kinney et al. (1996 y 1999) demostró que la dentina peritubular es más dura que la que la dentina intertubular. Si la fuerza que se aplica es paralela a la unión de estos dos componentes se producen fuerzas de cizalla. Por el contrario, si las fuerzas se aplican perpendicular a la orientación de los túbulos, las fuerzas generadas son de tensión. Se creen que las fuerzas de cizalla se propagan más rápidamente, provocando la fractura de la dentina con menor carga aplicada.

Dureza:

La dureza puede definirse como la resistencia de un material a la deformación permanente y se relaciona con otras propiedades como la generación de estrés y el módulo de Young. Existe una relación lineal entre la resistencia, módulo de elasticidad y la dureza. La mayoría de las mediciones de dureza en la dentina se realizan mediante las técnicas de microindentación Knoop y

Vickers. Son técnicas rápidas de realizar y no destructivas. Los cálculos se basan en la deformación permanente inducida en la superficie que permanece tras la retirada de la carga. En la prueba de durometría Vickers se utiliza un indentador piramidal de diamante con un ángulo diedro de  $136^\circ$ , mientras que en el procedimiento Knoop la punta del indentador es piramidal pero de base rómbica, formada por dos caras perpendiculares entre sí con ángulos de  $172^\circ 30'$  y  $130^\circ$ .<sup>25</sup>

Módulo de elasticidad:

El módulo de elasticidad o de Young puede definirse como el cociente entre la tensión aplicada a un material y la deformación elástica producida (es decir, que pueda recuperarse tras el cese de la carga). La dentina mineralizada es relativamente rígida (10-20 GPa). La elasticidad propia de la dentina tiene gran importancia funcional, ya que permite compensar la rigidez del esmalte, amortiguando los impactos masticatorios. La elasticidad dentinaria varía de acuerdo al porcentaje de sustancia orgánica y al agua que contiene. La microscopía de fuerzas atómicas ha demostrado que la dentina peritubular es mucho más rígida que la dentina intertubular y su módulo es más uniforme, mientras que el módulo de la dentina intertubular varía en función de la distribución de la apatita en la matriz de colágeno. Tras el grabado ácido, la matriz húmeda de dentina desmineralizada es más elástica (5 MPa). Debido a la escasa rigidez, la red colágena puede colapsarse al secar con aire e interferir con la infiltración de monómeros. Los solventes orgánicos que

componen los adhesivos tienen la función de reemplazar el contenido de agua de las fibras de colágena para facilitar la infiltración de la resina. A la vez deshidratan el colágeno, aumentando el módulo de elasticidad de la dentina expuesta y alterando la permeabilidad de la red colágena.

Tras infiltrar la dentina desmineralizada con resina, el módulo de este nuevo compuesto supera el de la resina aunque sigue siendo muy inferior al de la dentina intacta. Se ha publicado que el módulo de Young del colágeno en la interfase (entre la dentina y la interfase) es de 2 GPa y de 7 GPa en la región adyacente e incrementa hasta la normalidad conforme se aleja de la interfase. El bajo módulo elástico de la capa híbrida con respecto a la dentina, permite una capacidad de deformación suficiente para liberar el estrés de contracción de polimerización de la resina compuesta. Esto mejora la adhesión a la dentina, y por lo tanto la integridad marginal y la retención de la restauración.

26

#### 4. Desprotección dentinaria:

En la técnica de desprotección, el condicionamiento ácido promueve la remoción de la smear layer y la desmineralización dentinaria con exposición de una red de fibras colágenas, las cuales son diluidas después de la aplicación del hipoclorito de sodio, propiciando la obtención de un substrato dentinario diferenciado, rico en hidroxiapatita. Soluciones basadas en hipoclorito de sodio son largamente utilizadas en varios procedimientos odontológicos, teniendo por base su acción desproteizante no específica. La

disolución de las fibras colágenas ocurre por el hecho de que el NaOCl es un agente proteolítico no específico que efectivamente remueve componentes orgánicos en temperatura ambiente.

La aplicación del hipoclorito de sodio 10%, sobre las superficies dentinarias desmineralizadas resulta en la disolución de las fibras colágenas expuestas. Esa acción genera una superficie con morfología alterada, caracterizada por un alargamiento en la abertura de los tubos dentinarios y grandes irregularidades en la dentina peritubular.<sup>26</sup>

A pesar del hipoclorito de sodio poseer capacidad disolutiva sobre sustancias orgánicas, las alteraciones promovidas por esa solución en la estructura dentinaria son dependientes del grado de mineralización del substrato, así como de la presencia de barro dentinario. La realización de un condicionamiento ácido y subsiguiente aplicación del hipoclorito de sodio, por otro lado, propicia superficies bastante porosas y rugosas, con poca visualización de la apertura de los tubos dentinarios, como también de los orificios más pequeños en la dentina íntertubular con ramificaciones laterales. Así, la actuación de esa sustancia sobre las superficies no condicionadas limita su acción proteolítica, resultando en una desproteínización incompleta.<sup>26</sup>

Además del NaOCl, la acción enzimática de la colagenasa también puede propiciar la disolución del colágeno. Por ello se hace énfasis en que el empleo del hipoclorito de sodio sea una de las posibles estrategias para la optimización de la adhesión a la dentina. En función de la susceptibilidad del

substrato dentinario, la remoción del colágeno de las superficies previamente condicionadas, con el uso del NaOCl como agente desproteinizante, ha sido evidenciada como una manera de minimizar la sensibilidad de la técnica de hibridación, sin que la efectividad adhesiva sea comprometida.<sup>26</sup>

La remoción de la capa rica en fibras colágenas evitaría problemas relacionados con la humedad dentinaria y la penetración del agente adhesivo en el colágeno colapsado, puntos cruciales que interfieren en el suceso de la técnica adhesiva. La dentina tratada con NaOCl parece ser más compatible con los materiales hidrofóbicos que la dentina condicionada, pues que esa sustancia remueve el colágeno, altera la superficie de la dentina y puede cambiar sus propiedades hidrofílicas, transformándolo en una superficie rica en mineral, semejante al esmalte dentario.<sup>26</sup>

Después del tratamiento con el NaOCl, se espera que la dentina se torne más susceptible a la humedad, ya que la desproteinización genera una superficie mineralizada, naturalmente hidrofílica. Otros beneficios clínicos están asociados al empleo del NaOCl, como desinfección y limpieza de los tejidos duros dentales, debido a su capacidad antimicrobiana y solvente. Además, la remoción de las fibras colágenas crea un substrato dentinario menos sensible al tenor de agua de ese substrato, lo que propiciaría una interface adhesiva más estable a lo largo del tiempo.<sup>26</sup>

El hipoclorito de sodio, además de remover las fibras colágenas expuestas en la dentina condicionada, también torna solubles las fibras existentes en la

matriz mineralizada subyacente, creando porosidades submicrométricas en la fase mineral

Los aspectos morfológicos de las interfaces adhesivas de los substratos pueden ser un indicativo para explicar porque la remoción del colágeno propicia resultados mejores en relación a la adhesión. Posiblemente, la obtención de tubos dentinarios alargados después de la aplicación del NaOCl permitiría que una mayor cantidad de adhesivo interactuase con la dentina, lo que teóricamente aumentaría la resistencia adhesiva. Así, los tags resinosos más anchos podrían aumentar la contribución de esos prolongamientos resinosos sobre la resistencia adhesiva total. Además, partículas de carga también pueden ser capaces de infiltrar en los tags y en las porosidades existentes de la dentina intertubular, aumentando, consecuentemente, la fuerza de adhesión.

Esa capacidad oxidativa de la dentina tratada con el hipoclorito de sodio puede ser revertida a través de la aplicación de soluciones reductoras como el ascorbato de sodio, tornando ese substrato viable para la adhesión. La remoción de las fibras colágenas promueve una exposición de radicales; grupos hidroxilo, carbonato y fosfato, lo que puede representar un tratamiento preemisor para sistemas adhesivos que dependan de esos grupos para adherir químicamente a la dentina. Posiblemente, la obtención de una mejor unión entre el sistema adhesivo y superficies dentinarias desprovistas de

colágeno pueda ser alcanzada a través de la utilización de nuevos materiales y técnicas.<sup>2</sup>

#### 5. Agentes de cementación:

Debemos conocer primero las propiedades relacionadas a los diversos tipos de agentes de cementación y por ello es necesario la correcta asociación de éstos a los diferentes materiales restauradores, dentro de los cuales, están:

a. Biocompatibilidad: Los materiales actualmente disponibles demuestran buen comportamiento biológico, aunque algunos efectos adversos puedan ser detectados. Ocasionalmente algunos pacientes pueden exhibir alergia pero esta incidencia es muy baja. Histológicamente los agentes de cementación parecen causar pequeña respuesta pulpar, particularmente si la dentina remanente excede el espesor de 1mm. El papel de los cementos resinosos en la biocompatibilidad depende del grado de conversión de los monómeros durante la polimerización y las quejas de sensibilidad postquirúrgica pueden ocurrir debido a la incompleta polimerización de los mismos.

b. Adhesión: el fenómeno de la adhesión es el principal factor para la reducción de las microfiltraciones. Los cementos resinosos presentan valores mayores de resistencia de adhesión y por lo tanto mayor resistencia a la ruptura cuando son comparados a los cementos tradicionales.

c. Espesor de la película: El espesor de la película del agente cementante puede interferir directamente en el éxito clínico de la restauración,

pues la cantidad de cemento retenida en la interfase oclusal es un determinante directo de la adaptación cervical de la corona. El cemento resinoso dual, presenta mayor espesor cuando es manipulado a temperaturas bajas.

d. Solubilidad: frente a los fluidos debería ser baja o nula pues los cementos están continuamente expuestos a una variedad de ácidos, como los producidos por microorganismos, por la degradación de alimentos y continuas fluctuaciones del ph y la temperatura.

e. Microfiltración/propiedades antimicrobianas: Un agente ideal debería ser resistente a la microfiltración, ya que la penetración de microorganismos alrededor de las restauraciones está directamente relacionada con diversas respuestas pulpares y consecuentemente, con la reducción de la longevidad. La capacidad de destruir microorganismos patógenos o inhibir su crecimiento gana valor fundamental en la función de los cementos.

f. Resistencia de unión: El cemento ideal debería tener propiedades mecánicas suficientes para resistir las fuerzas funcionales, rupturas y fatiga por estrés. Algunas propiedades son el módulo de elasticidad, la deformación, la resistencia de unión bajo fuerzas de tracción y compresión.

g. Relación polvo/liquido: las variaciones en la relación polvo/liquido pueden afectar las propiedades mecánicas, el tiempo de trabajo y el tiempo de fraguado de algunos cementos. Los cambios en la relación polvo/liquido pueden llevar a efectos en la solubilidad.

h. Espatulación: el cemento ideal debería presentar fácil espatulación y tiempo de trabajo adecuado, ya que el desempeño clínico depende considerablemente del método de manipulación.

i. Radiopacidad: es una propiedad que debe buscarse en los agentes de cementación permitiendo de esa manera que el clínico observe a través del examen radiográfico la línea de cementación y la presencia de caries recurrentes o excesos marginales del cemento.

j. Propiedades estéticas: las propiedades estéticas de los agentes cementantes poseen una considerada importancia con el aumento de translucidez demostrada por los materiales restauradores cerámicos y cerómeros.<sup>27</sup>

Dentro de la clasificación de los agentes cementantes, tenemos:

A) Cementos poliméricos o resinosos

Los cementos resinosos están compuestos básicamente como las resinas compuestas; es decir, presentan una matriz orgánica y una inorgánica, integradas por silano, como agente de unión. La fase orgánica está constituida por Bis - GMA (producto de reacción Bisfenol y el metacrilato de glicidilo, con propiedades mecánicas como rigidez y resistencia flexural) o UDMA (Uretano dimetacrilato).

En la actualidad existen cementos resinosos que presentan un espesor de película adecuado para permitir una buena adaptación del retenedor de la

prótesis o de la restauración indirecta al diente preparado y además presentan un menor porcentaje volumétrico de partículas que se incorporan a la resina aglutinante con el propósito de adecuar la viscosidad del material a las condiciones específicas deseables para las funciones de cemento resinoso. Su menor viscosidad facilita la manipulación y el asentamiento completo de la restauración en el diente preparado. Una propiedad de estos cementos es que son casi insolubles. Su gran resistencia a tensiones es lo que los hace muy útiles cuando se desea la unión micromecánica de coronas cerámicas acondicionadas por ácido. También son requeridos para las carillas de porcelanas, coronas completas de metal, restauraciones indirectas de composites o cerámica. En la actualidad estos cementos están disponibles en diferentes presentaciones: autopolimerizables, fotopolimerizables y de polimerización dual. Las mejores ventajas de los sistemas de cementación resinosos son su habilidad de adhesión a múltiples sustratos, alta resistencia, insolubilidad en medio oral y su potencial para mimetizar los colores. Sin embargo los cementos resinosos requieren destreza, especialmente durante el poco tiempo del procedimiento de adhesión, y al retirar los excesos de cemento.<sup>28</sup>

#### Clasificación de los cementos resinosos

Los cementos resinosos se pueden clasificar de acuerdo a varios criterios, entre los que se destacan:

A. Por el tamaño de sus partículas:

a. Microparticulados: Sus partículas inorgánicas de relleno presentan un tamaño promedio de 0.04  $\mu\text{m}$  y su porcentaje de aproximadamente 50 % en volumen.

b. Microhíbridos: Constituyen la mayoría de los cementos resinosos que se encuentran en el mercado odontológico. El tamaño promedio de sus partículas inorgánicas de relleno es de alrededor de 0.04  $\mu\text{m}$  a 15  $\mu\text{m}$ , las cuales está incorporadas en un porcentaje de aproximadamente 60 a 80 % en volumen.

B. Por el sistema adhesivo que requieren:

a. Cementos resinosos con adhesivos

Para unirse a la superficie del diente, muchos cementos resinosos requieren que se les aplique un sistema adhesivo que puede ser de acondicionado ácido o de auto-acondicionador. Los cementos resinosos que necesitan un sistema de acondicionamiento ácido, se adhieren a la estructura dental por medio de retenciones micromecánicas que se obtienen por medio de un acondicionamiento con ácido fosfórico al esmalte y dentina, complementado posteriormente con la aplicación de un primer y un agente adhesivo. Los auto-acondicionantes reciben ese nombre porque prescinden de un acondicionamiento con ácido fosfórico previo ya que utilizan un primer ácido seguido de la aplicación de un agente adhesivo para poder modificar la estructura dentaria y así obtener la adhesión requerida.<sup>28</sup>

#### b. Cementos resinosos autoadhesivos

Estos cementos fueron diseñados con la intención de superar las diferencias entre los cementos convencionales, los cementos de ionómero de vidrio y los cementos resinosos propiamente dichos ; así como concentrar los beneficios de diferentes clases de cementos en un solo producto. Los cementos autoadhesivos no requieren ningún pre-tratamiento de la superficie del diente.

Como este tipo de cementos es relativamente nuevo, la información detallada de su composición y sus propiedades adhesivas es limitada. Sin embargo, el mecanismo de adhesión básico parece ser el mismo para todos los cementos adhesivos, productos como el RelyX Unicem (3M ESPE) son los más explicados por el fabricante.<sup>29</sup>

#### C. Por su forma de activación:

Los cementos resinosos pueden ser activados químicamente, fotoactivados e inclusive presentar doble activación; es decir activación dual.

##### a. Cementos resinosos Químicamente activados

La activación química, a pesar de no permitir un tiempo de trabajo adecuado, promueve una polimerización caracterizada por lograr un alto grado de conversión de monómeros en polímeros, por lo que se considera la mejor opción, dentro de los cementos resinosos, para cementar los postes adhesivos no metálicos y las restauraciones o piezas protésicas metálicas. Después de

mezclar la pasta base con su catalizador, se produce una reacción peróxido – amina que inicia la reacción de endurecimiento.<sup>29</sup>

Estos materiales, normalmente, no presentan características estéticas, pues la mayoría de las veces presentan un aspecto blanco opaco y pocas opciones de colores.

Los cementos de resina compuestos se unen químicamente a los materiales restauradores de composites y a la porcelana silanizada. Las resinas adhesivas aumentan la resistencia a la ruptura de los materiales cerámicos que pueden ser acondicionados y silanizados.

#### b. Cementos resinosos Fotoactivados

Presentan foto iniciadores (tal como la alcanforquinona) que se activan por la acción de un haz de luz de una longitud de onda de 460/470nm.

Los cementos resinosos fotoactivados han sido desarrollados y recomendados para cementar carillas cerámicas y no así para coronas completas de cerámica. Aunque el grosor de estas restauraciones es similar, es posible que este cemento también fuera indicado para las coronas de cerámica completa. Una preparación más generosa dando grosor a la corona de cerámica, puede reducir la penetración de luz y subsecuente reducción en el curado de cemento. Esto puede incrementar la diferencia de tensión entre la cerámica, cemento, y dentina. Siendo la cerámica mucho más rígida (alto modulo de elasticidad) que el cemento o la dentina. Esto puede resultar en estrés más alto de la unión de la cerámica – cemento y la iniciación de grietas,

conllevádola al fracaso. Además la polimerización incompleta de agentes cementantes de resina compuesta pueden dar más altas proporciones de monómeros libres, alterando propiedades físicas, interactuando con ambientes acuosos y posiblemente aumentando la preocupación acerca de la irritación pulpar.<sup>29</sup>

Si el grosor de la cerámica evita la completa fotopolimerización, la capa híbrida y el cemento son más vulnerables a romperse mediante la hidrólisis y el ataque bacterial. La falta de interfaces adhesivas intactas entre el cemento y la cerámica pueden predisponer a iniciar el agrietamiento desde la superficie de la cerámica.

También se reporta que el tiempo de exposición a la luz (30s a 40 s), las diferentes técnicas utilizadas para la cementación y su exposición en cada superficie de la restauración (palatino, oclusal, lingual, etc.); pueden ser factores que influyan en el éxito en la cementación de restauraciones con cementos resinosos fotoactivados.

Una adecuada polimerización de los cementos a base de resina es un pre requisito importante para la estabilidad y la biocompatibilidad de la restauración. El incremento de la temperatura de la luz de fotoactivación durante la polimerización es un resultado de la reacción de la polimerización exotérmica en el mismo material y la energía absorbida durante la irradiación, como también el incremento de temperatura que proviene de las unidades de curado. La rapidez de la reacción exotérmica de los cementos resinosos

incrementa cuando incrementa la intensidad de la unidad de curado. Un incremento de la temperatura de 3.7° no es crítico para la salud pulpar.<sup>29</sup>

Según la literatura algunos de los cementos de fotoactivación presentan algunas ventajas sobre los cementos de curado dual como por ejemplo: menor tiempo de trabajo, fácil remoción de los excesos, mayor estabilidad de color, fácil dispensado. Otra ventaja del fotoactivación es que no hay necesidad de mezclar los dos componentes, que produce incompleta homogenización de componentes.

#### D. Cementos resinosos Duales

Los cementos resinosos de polimerización dual pueden ser activados por luz y por reacción química. Estos cementos se pueden usar para la cementación definitiva de las restauraciones indirectas totalmente cerámicas así como las de composite y a base de metal. Además los cementos resinosos de polimerizado dual son caracterizados por una alta resistencia mecánica y excelentes propiedades estéticas. Su composición química permite la adhesión a muchos substratos dentales.

En los materiales cuya reacción de endurecimiento es dual, se encuentran presentes en el cemento foto iniciadores (alcanforquinona y amina), como una forma adicional al sistema de iniciación de la reacción de endurecimiento. La reacción de polimerización se inicia con la mezcla de la pasta base con el catalizador y tiene como complemento el sistema activado los monómeros en

polímeros, mejorando las propiedades físicas del cemento, además de acelerar la reacción de endurecimiento.

La resina de cementación de polimerización dual autoadhesiva, ha sido desarrollada con el fin de combinar factores como la manipulación fácil ofrecidos por el cemento de ionómero de vidrio con las propiedades mecánicas favorables, estética atractiva, y buena adhesión al diente de los cementos resinosos, la adhesión de la estructura del diente puede ser llevada a cabo sin ningún paso de pre tratamiento.

El propósito de fabricación de éstos agentes cementantes consistió en que de la matriz orgánica de un recién descubierto ácido – fosfórico metacrilato multifuncional. El grupo de ácido fosfórico acondicionan a la superficie del diente y contribuyen a la adhesión.<sup>29</sup>

Finalmente debemos preparar la superficie para la cementación adhesiva:

En consecuencia, se puede establecerse un protocolo de preparación de superficies para la cementación adhesiva de restauraciones elaboradas en resinas reforzadas que se muestran a continuación:

- a. Microarenado con óxido de aluminio de 50 micrómetros de tamaño de partícula, con presión de 60 psi durante 5 segundos.
- b. Limpieza con vapor o en ultrasonido durante 2 minutos.
- c. Secar con aire limpio.
- d. Silanizado interno: opcional.
- e. Aplicación del agente de unión.

f. Cementación con una fórmula adhesiva dual o de fotocurado.

g. Una vez retirados los excesos se cubren los bordes con un gel inhibidor del contacto con oxígeno. Se fotopolimeriza por 40 segundos cada superficie.<sup>30</sup>

#### 6. Cerómeros:

El avance en el desarrollo de los composites ha conducido a la fabricación de productos de avanzada tecnología, con condiciones superiores de resistencia y estética, que se denominan cerómeros, los que se diferencian de las porcelanas por la elevada biocompatibilidad que presentan con la estructura dental, además de poder ser utilizados libres de metal, teniendo así mayor resistencia ante las fracturas y menor abrasividad. Estas propiedades han logrado colocar a los cerómeros en un lugar muy importante, brindando una excelente alternativa de tratamiento donde están contraindicadas las porcelanas.

Los cerómeros aparecieron en 1996 en el mercado, siendo considerados como “segunda generación de resina para Laboratorio” surgiendo así con el nombre de “Ceramic Optimed Polymer” (materiales cerámicos optimizados con polímeros).

Composición:

Descritos como un material híbrido con un alto contenido de relleno inorgánico de 75%-85%, combinando la estética de los vidrios (sílice y bario). Compuesto,

con partículas cerámicas tridimensionales homogéneas, sub-microscópicas, mezcladas con una matriz orgánica optimizada la misma que tiene un alto potencial de polimerizar con luz y calor, con 90% de material de relleno incluyendo fluoruro de estroncio 5%-10%, lo que le otorga la propiedad de liberar flúor. La fase orgánica, compuesta por moléculas denominados Oligómeros, los mismos que le conceden una estructura polimérica más compleja, junto a una elevada resistencia a la torsión y a un índice de abrasión semejante al esmalte dental.<sup>31</sup>

Clasificación:

- Cerómeros sin refuerzo
- Cerómeros con refuerzo de vidrio: Estos Materiales son indicados para incrustaciones inlay y onlay, coronas libres de metal, puentes no más de 3 piezas, carillas indirectas y puentes adhesivos.

Tipos de materiales:

A) Premise Indirect System o antes llamado Belleglas HP: Es un sistema restaurador fabricado en laboratorio y polimerizado a elevada temperatura y presión, lo que garantiza la obtención de una conversión de la resina superior al 98% al compararla a los 60 a 70% obtenidos mediante la polimerización por medio de una luz. Hoy en día esta resina de laboratorio tiene mayor conversión polimérica, versatilidad, mayor flexibilidad. La resina de laboratorio Belleglass se indica para la confección de incrustaciones inlays, onlays, coronas totales

y facetas estéticas. Este material se compone de dimetacrilato uretano y una resina de cadena abierta de dimetacrilato completada con el 74% en peso de un vidrio de borosilicato, con tamaño medio de partículas de 0,6 µm.

B) Sculpture: Es una resina compuesta avanzada para laboratorio, el policarbonato dimetacrilato (PCDMA) denominado policeram. Combina una infraestructura de vidrio de alta resistencia con una cobertura estética de resina. El policeram Sculpture es fácil de manipular, lo que posibilita la escultura de excelente anatomía oclusal, así como márgenes y contactos proximales. Indicado para coronas totales, inlays y onlays. Presenta valores de desgaste de menos de 3 µm por año por no tener infraestructura metálica, permite la transmisión de luz a través de la restauración lo que le proporciona apariencia natural. Su fibra (Fibrebor), tiene resistencia a la flexión adecuada, por eso se recomienda para prótesis fijas libres de metal e inlays. La combinación de las propiedades físicas del Solidex ofrece estabilidad del color a largo plazo y excelente resistencia a la abrasión.

C) Vita Zeta LC Y HC: El sistema Vita se compone de Vita Zeta LC, HC (pastas) y CC ( polvo y líquido), y además un sistema adhesivo: HLC Bond. Es una resina fotopolimerizada que utiliza por primera vez partículas feldespáticas poliestratificadas con una granulometría equilibrada. Esto confiere al material un aumento de la resistencia a la fractura, así como una óptima resistencia a la abrasión. Su contenido de carga es del 58,6 % en peso y del 44,3% de carga inorgánica. El sistema LC se recomienda para revestimientos de

coronas unitarias y prótesis parciales fijas, coronas telescópicas y estructuras de resina, confección de coronas unitarias sin metal y prótesis parciales fijas de tres elementos en la región anterior, que deben utilizarse como provisorios de larga duración y en los que la estética sea fundamental. Su plasticidad ofrece como característica positiva, la posibilidad de realizar trabajos en un solo incremento, o sea, incorporar las pastas de la zona cervical, dentina y esmalte en un único tiempo operatorio. Esta resina esta indicada para a confección de inlays.<sup>27</sup>

Características:

- Dureza, semejante a la del diente con el sistema Artglass, Heraeus Kulzer que le confiere un aspecto de vitalidad, convirtiéndolo en una alternativa estética de rehabilitación, además de la capacidad de absorber las cargas, ya que es un material elástico, lo que lo hace casi irrompible y con alta resistencia a la fractura.
- El módulo de elasticidad, mide la deformación del material aplicando una fuerza sobre cuerpos de una misma dimensión. A valores menores, mayor elasticidad presenta el material, aumentando así la absorción de la carga transmitida al soporte de la prótesis por parte del material.
- Resistencia a la fractura, mide la energía que puede absorber un cuerpo sin llegar a fracturarse.
- Impresión de color independiente al grosor, gracias a sus excepcionales propiedades de color.

- Creatividad. Con los colores fluidos, lo cual puede dar a las restauraciones una caracterización totalmente individual, en todas las tonalidades y en cualquier intensidad deseada.
- Control de contracción al polimerizar, colaborando con la buena adaptación marginal.
- Dentro de las características físico-mecánicas, podemos nombrar: Mimetización, translucidez, opacidad, biocompatibilidad, resiliencia, no produce desgaste de la pieza antagonista, absorbe las fuerzas oclusales, resistencia parecida a la dentina, estabilidad de Color, es reparable intraoralmente, menor Filtración Marginal de la restauración por tener mejor ajuste cervical, tiene menor susceptibilidad a manchas o pigmentación.

Indicaciones:

- Coronas unitarias anteriores.
- Incrustaciones (Inlay/onlay).
- Coronas metaloplásticas.
- Prótesis fija con armazón metálico.
- Coronas posteriores y prótesis fijas reforzadas con fibras –Metal free.<sup>32</sup>

### **1.6.3. MARCO CONCEPTUAL**

- Dentina: Es un tejido mineralizado, compuesto en casi su totalidad por cristales de apatita pobre en calcio, en medio de una matriz de colágeno. Esta compuesta de 55% de minerales, 30% de material orgánico y 15% de agua.<sup>7</sup>

- Desprotección dentinaria: es la remoción de la capa colágeno expuesta después del acondicionamiento ácido, lo que facilitaría la penetración del material directamente en la capa mineral de la dentina produciendo adherencias efectivas mejorando así la resistencia adhesiva.<sup>7</sup>
- Resistencia adhesiva: Capacidad de los materiales de unirse al sustrato dental, es decir es un fenómeno superficial entre dos cuerpos en íntimo contacto, en donde al menos uno es sólido, en nuestro caso los tejidos dentarios. Se da por fuerzas físicas o químicas o ambas.<sup>28</sup>
- Resistencia a la micro-tracción: Se produce por una carga que tiende a estirar o alargar un cuerpo. La fuerza de tracción va seguida de una deformación por tracción. En odontología, se presentan pocas situaciones con fuerzas de tracción puras. Pese a ello, la fuerza de tracción puede darse cuando las estructuras están flexionadas.<sup>17</sup>
- Cementos resinosos: Son cementos que pueden ser polimerizados por luz y por polimerización química. Estos cementos se pueden usar para la cementación definitiva de las restauraciones indirectas totalmente cerámicas así como las de composite y a base de metal. Además, se caracterizan por una alta resistencia mecánica y excelentes propiedades estéticas. Su composición química permite la adhesión a muchos sustratos dentales.<sup>29</sup>
- Cerómeros: Son polímeros de laboratorio optimizado que incorpora en su composición finísimas partículas de cerámica y fibras reforzadas que amplían la resistencia a la fractura.<sup>31</sup>

## **1.7. HIPÓTESIS**

### **1.7.1. HIPÓTESIS GENERAL**

H1= Si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteinización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.

H0= No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteinización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.

### **1.7.2. HIPÓTESIS ESPECÍFICOS**

- H1= Si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteinización Dentinaria con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M) en Dientes de Bovino.

H0= No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteinización Dentinaria con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M) en Dientes de Bovino.

- H1= Si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteinización Dentinaria con resina compuesta Admira (Voco), en Dientes de Bovino.

H0= No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteinización Dentinaria con resina compuesta Admira (Voco), en Dientes de Bovino.

- H1= Si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply), en Dientes de Bovino.

H0= No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply), en Dientes de Bovino.

- H1= Si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.

H0= No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.

### 1.8. OPERACIONAL DE VARIABLES

VARIABLE	CONCEPTO	TIPO	INDICADOR		INDICE	ESCALA
Desproteinización dentinaria	Remoción de la capa de colágeno expuesta después del acondicionamiento ácido	Cualitativa Dicotómica	Con desproteinización		Remoción o no de la malla colágena con Hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5.2%	Nominal
			Sin desproteinización			
Resistencia adhesiva de Resinas compuestas	Máximo esfuerzo de micro-tracción que un cuerpo puede soportar antes de romperse.	Cuantitativa Continua	Filtek Z350XT de 3M Espe	R= $\frac{F}{A}$ A __mm	Fuerza máxima de la resistencia frente al microtensionetro.	De razón
			Admira de Voco			
			TPH3 Spectrum de Dentsply			

## **CAPÍTULO II:**

### **MÉTODO**

#### **2. METODOLOGÍA**

##### **2.1. MÉTODO DE INVESTIGACIÓN**

Según Hernández, refiere que “la investigación científica se concibe como un conjunto de proceso sistemáticos y empíricos que se aplican al estudio de un fenómeno; es dinámica, cambiante y evolutiva. Se puede manifestar de tres formas: cuantitativa, cualitativa y mixta.”<sup>40</sup>

##### **2.2. TIPO DE INVESTIGACIÓN**

Longitudinal – experimental

##### **2.3. NIVEL DE INVESTIGACIÓN**

Explicativo

##### **2.4. DISEÑO DE INVESTIGACIÓN**

Pre experimental - Explicativo

<b>G: O<sub>1</sub> - X - O<sub>2</sub></b>
---

**Donde:**

**O<sub>1</sub>** : Pre-Test.

**X** : Tratamiento.

**O<sub>2</sub>** : Post-test

## **2.5. POBLACIÓN Y MUESTRA**

### **POBLACIÓN**

La población estuvo comprendida por 30 dientes de bovino. Dientes incisivos centrales y/o laterales.

### **MUESTRA**

Tipo de muestreo: se utilizó la población al 100 %. Considerándose así como muestra censal.

## **2.6. TÉCNICA Y/O INSTRUMENTOS DE RECOLECCION DE DATOS**

El método directo, fuente primaria con la técnica de observación utilizando una ficha de recolección de datos (Anexo 1)

## **2.7. PROCEDIMIENTOS DE LA INVESTIGACIÓN**

La técnica que se utilizó en el presente trabajo de investigación se basó en las investigaciones preliminares de las resinas compuestas y su influencia con la desproteización dentinaria, es decir mediante una prueba piloto en el que se evaluó la resistencia adhesiva por micro-tracción.

Obtención de las piezas dentarias:

En relación con el presente trabajo de investigación, se utilizó una población compuesta por 30 dientes de Bovino; 05 dientes con desproteización y 05 dientes sin desproteización para cada resina compuesta es decir para cada grupo de investigación.

Almacenamiento de la muestra:

Una vez obtenidos los dientes, fueron almacenados en solución de timol al 0.01% (timol y agua destilada) y refrigerados hasta la fecha de utilización.

Preparación de los especímenes:

Una vez obtenida la totalidad de los especímenes para el estudio, se dividió en forma aleatoria en 6 grupos (GCR1, GCR2, GCR3, GER1, GER2 y GER3) cada uno de 05 dientes, las piezas dentales se colocaron en cubos de bisacryl como mecanismo de sostenibilidad, se prepararon las piezas dentales con la ayuda de un calibrador de alta precisión.

Por otro lado se procedió a la elaboración de pequeños discos de resina compuesta de 10mm de diámetro por 4mm de alto. Y también a la confección de cuadrados de acrílico transparente de 3x3cm los que sirvió como mecanismo de sostenibilidad del diente sobre la máquina de corte a la hora de proceder a realizar el corte. Es decir, en primer lugar se sujeta con cera amarilla el cubo de bisacryl con el diente sobre el cuadrado de 3x3cm y finalmente se fija con godiva para que este más estable y así evitar que se mueva a la hora de colocar en la máquina de corte.

Se procedió a cortar toda la superficie oclusal de esmalte y posteriormente se lija la superficie dentinaria expuesta con lija agua de 280, 600 y 1000. Y se realizó la desproteinización de tres dientes por grupo, mediante la aplicación de NaOCl al 4 % con micrbrush frotando suavemente, y posterior lavado y secado con papel tizu para no reseca la dentina.

Desinfección de las superficies:

Colocación del acondicionador de la superficie dental:

Se procedió acondicionar la superficie dental con técnica de grabado total; es decir ácido fosfórico al 37% por 15 segundos en dentina, aplicando directamente con la jeringuilla en gel. Las superficies de los dientes fueron lavadas por 10 segundos con agua potable, se realizó el secado con papel tizu absorbente, sin reseca la dentina, según las indicaciones del fabricante.

Aplicación del sistema adhesivo: Proseguimos con la utilización del sistema adhesivo de acuerdo a la resina compuesta de 3M z350 y Admira de la marca Voco, y TPH Spectrum de la marca Dentsply, aplicando dos capas consecutivas de adhesivo con un microbrush, suavemente frotamos durante 15 segundos, aplicamos un chorro de aire suave no contaminado para eliminar el solvente, durante 5 segundos para evaporar los solventes, según las instrucciones del fabricante.

Foto polimerización: Para este propósito se utilizó una lámpara de luz led Gnatus a una potencia de 600 mw aplicándola directamente por 20 segundos en cada lado de la superficie en modalidad continua, siguiendo las indicaciones del fabricante, con aproximadamente 1mm de distancia entre el sitio de la cementación y la punta de guía de luz de la lámpara

## **2.8. TÉCNICAS Y ANÁLISIS DE DATOS**

### **ANÁLISIS DESCRIPTIVO:**

Los datos obtenidos se presentaron mediante una tabla o gráficos mostrando el N° de frecuencias y el porcentaje de cada una de las variables.

**ANALISIS INFERENCIAL:**

Se utilizó pruebas estadísticas para verificar las hipótesis para hallar como la Rho de Spearman, U de Mann Whitney, Kruskal Wallis y Anova con un factor intrasujetos.

**PAQUETES ESTADISTICOS:**

Para el análisis e interpretación de los datos se utilizó el programa SPSS 23 versión en español.

**2.9. ASPECTOS ÉTICOS DE LA INVESTIGACIÓN**

No aplica.

## CAPÍTULO III

### RESULTADOS

#### RESULTADOS DEL VARIABLE GRUPOS

A continuación se presenta los resultados estadísticos del variable grupos del total de la evaluación.

**TABLA N°1**

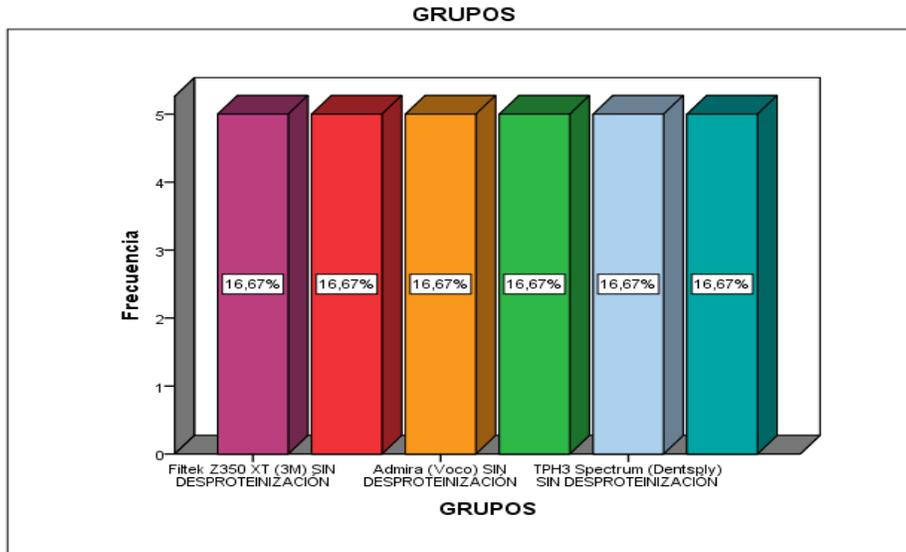
#### Frecuencia porcentual del variable grupos

	GRUPOS		
	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje acumulado
Filtek Z350 XT (3M) SIN DESPROTEINIZACIÓN	5	16.7	16.7
Filtek Z350 XT (3M) CON DESPROTEINIZACIÓN	5	16.7	33.3
Admira (Voco) SIN DESPROTEINIZACIÓN	5	16.7	50.0
Admira (Voco) CON DESPROTEINIZACIÓN	5	16.7	66.7
TPH3 Spectrum (Dentsply) SIN DESPROTEINIZACIÓN	5	16.7	83.3
TPH3 Spectrum (Dentsply) CON DESPROTEINIZACIÓN	5	16.7	100.0
Total	30	100.0	

Fuente. Elaboración propia de la ficha de recolección de datos - 2018

**FIGURA N °1**

**Distribución porcentual del variable grupos**



**INTERPRETACIÓN:**

En la tabla y gráfico N° 1 se observa que del total de la evaluación, existe una distribución del 16,7% equitativamente para el Filtek Z350 XT (3M) sin desproteínización, Filtek Z350 XT (3M) con desproteínización, Admira (Voco) sin desproteínización, Admira (Voco) con desproteínización, TPH3 Spectrum (Dentsply) sin desproteínización y TPH3 Spectrum (Dentsply) con desproteínización.

## RESULTADOS DE LA VARIABLE GRUPOS - FUERZA DE ADHESIÓN (MPa)

A continuación se presenta los resultados estadísticos de la variable grupos - fuerza de adhesión (MPa) del total de la evaluación.

**TABLA N° 2**

### Estadísticos de la variable grupos - fuerza de adhesión (MPa)

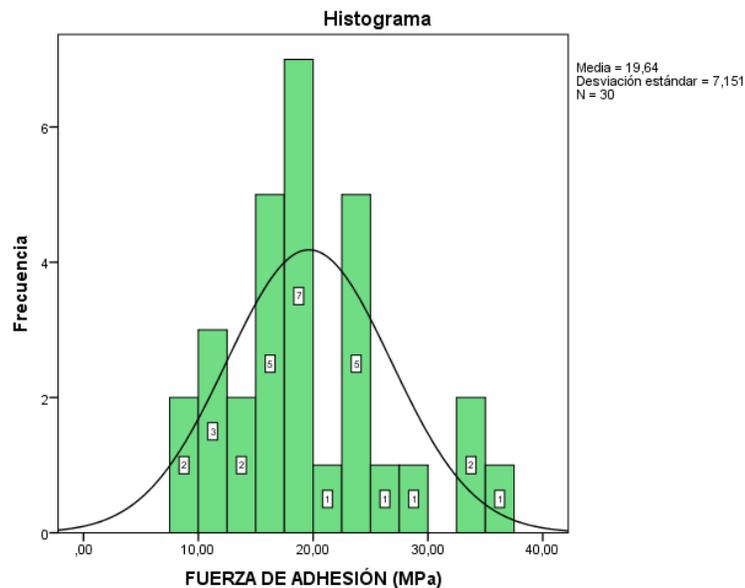
FUERZA DE ADHESIÓN (MPa)		
N	Válido	30
	Perdidos	0
Media		19,6431
Error estándar de la media		1,30561
Mediana		18,6786
Moda		12,95 <sup>a</sup>
Desviación estándar		7,15114
Varianza		51,139
Asimetría		,602
Error estándar de asimetría		,427
Curtosis		,029
Error estándar de curtosis		,833
Percentiles	25	15,1080
	50	18,6786
	75	23,7547

a. Existen múltiples modos. Se muestra el valor más pequeño.

Fuente. Elaboración propia de la ficha de recolección de datos - 2018

**FIGURA N°2**

### Histograma de la variable grupos - fuerza de adhesión (MPa)



### INTERPRETACIÓN:

En la tabla y gráfico N° 2 se observa 19,64 mm como promedio o media con un error estándar de 1,31 mm, encontrando así que el 50% de la población mide más de 18,68 mm, asimetría hacia la derecha y los datos se comportan por debajo de la curva de forma leptocúrtica.

## RESULTADOS DE LA VARIABLE FILTEK Z350 XT (3M) SIN DESPROTEINIZACIÓN

A continuación se presenta los resultados estadísticos del variable Filtek Z350 XT (3M) sin desproteización del total de la evaluación.

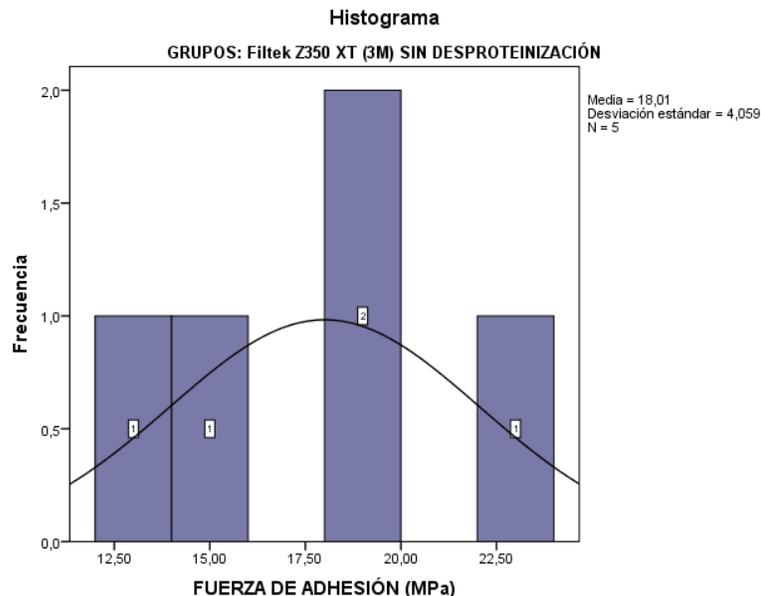
**TABLA N° 3**  
**Estadísticos del variable Filtek Z350 XT (3M) sin desproteización**

FUERZA DE ADHESIÓN (MPa)		
N	Válido	5
	Perdidos	0
Media		18,0061
Error estándar de la media		1,81502
Mediana		18,6282
Moda		12,95 <sup>b</sup>
Desviación estándar		4,05851
Varianza		16,471
Asimetría		,407
Error estándar de asimetría		,913
Curtosis		,654
Error estándar de curtosis		2,000
Percentiles	25	14,3892
	50	18,6282
	75	21,3120

a. GRUPOS = Filtek Z350 XT (3M)  
 SIN DESPROTEINIZACIÓN

Fuente. Elaboración propia de la ficha de recolección de datos - 2018

**FIGURA N° 3**  
**Histograma del variable Filtek Z350 XT (3M) sin desproteización**



### INTERPRETACIÓN.

En la tabla y gráfico N° 3 se observa 18,00 mm como promedio o media con un error estándar de 1,82 mm, encontrando así que el 50% de la población mide más de 18,63 mm, asimetría hacia la derecha y los datos se comportan por debajo de la curva de forma leptocúrtica.

## RESULTADOS DE LA VARIABLE FILTEK Z350 XT (3M) CON DESPROTEINIZACIÓN

A continuación se presenta los resultados estadísticos del variable Filtek Z350 XT (3M) con desproteínización del total de la evaluación

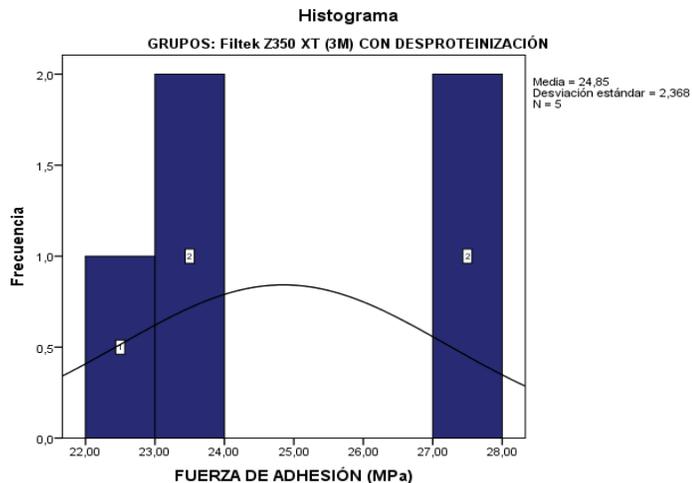
**TABLA N°4**  
**Estadísticos del variable Filtek Z350 XT (3M) con desproteínización**

FUERZA DE ADHESIÓN (MPa)		
N	Válido	5
	Perdidos	0
Media		24,8495
Error estándar de la media		1,05900
Mediana		23,7080
Moda		22,25 <sup>b</sup>
Desviación estándar		2,36799
Varianza		5,607
Asimetría		,357
Error estándar de asimetría		,913
Curtosis		-2,696
Error estándar de curtosis		2,000
Percentiles	25	22,9074
	50	23,7080
	75	27,3622

a. GRUPOS = Filtek Z350 XT (3M)  
 CON DESPROTEINIZACIÓN

Fuente. Elaboración propia de la ficha de recolección de datos - 2018

**FIGURA N°4**  
**Histograma del variable Filtek Z350 XT (3M) con desproteínización**



### INTERPRETACIÓN:

En la tabla y gráfico N° 4 se observa 24,85 mm como promedio o media con un error estándar de 1,06 mm, encontrando así que el 50% de la población mide más de 23,71 mm, asimetría hacia la derecha y los datos se comportan por debajo de la curva de forma platocúrtica.

## RESULTADOS DE LA VARIABLE ADMIRA (VOCO) SIN DESPROTEINIZACIÓN

A continuación se presenta los resultados del variable Admira (Voco) sin desproteización del total de la evaluación.

**TABLA N°5**

### Estadísticos del variable Admira (Voco) sin desproteización

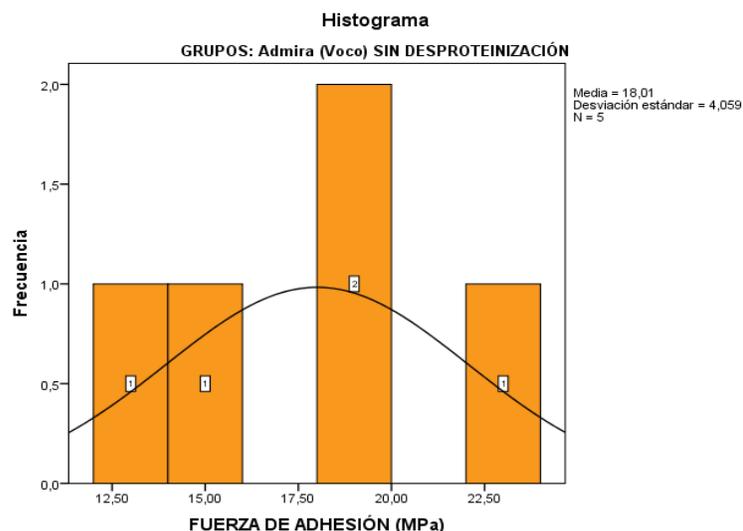
FUERZA DE ADHESIÓN (MPa)		
N	Válido	5
	Perdidos	0
Media		18,0061
Error estándar de la media		1,81502
Mediana		18,6282
Moda		12,95 <sup>b</sup>
Desviación estándar		4,05851
Varianza		16,471
Asimetría		,407
Error estándar de asimetría		,913
Curtosis		,654
Error estándar de curtosis		2,000
Percentiles	25	14,3892
	50	18,6282
	75	21,3120

a. GRUPOS = Admira (Voco) SIN DESPROTEINIZACIÓN

Fuente. Elaboración propia de la ficha de recolección de datos - 2018

**FIGURA N°5**

### Histograma del variable Admira (Voco) sin desproteización



### INTERPRETACIÓN:

En la tabla y gráfico N° 5 se observa 18,00 mm como promedio o media con un error estándar de 1,82 mm, encontrando así que el 50% de la población mide más de 28,63 mm, asimetría hacia la derecha y los datos se comportan por debajo de la curva de forma leptocúrtica.

## RESULTADOS DE LA VARIABLE ADMIRA (VOCO) CON DESPROTEINIZACIÓN

A continuación se presenta los resultados estadísticos del variable Admira (Voco) con desproteínización del total de la evaluación.

**TABLA N°6**

### Estadísticos del variable Admira (Voco) con desproteínización

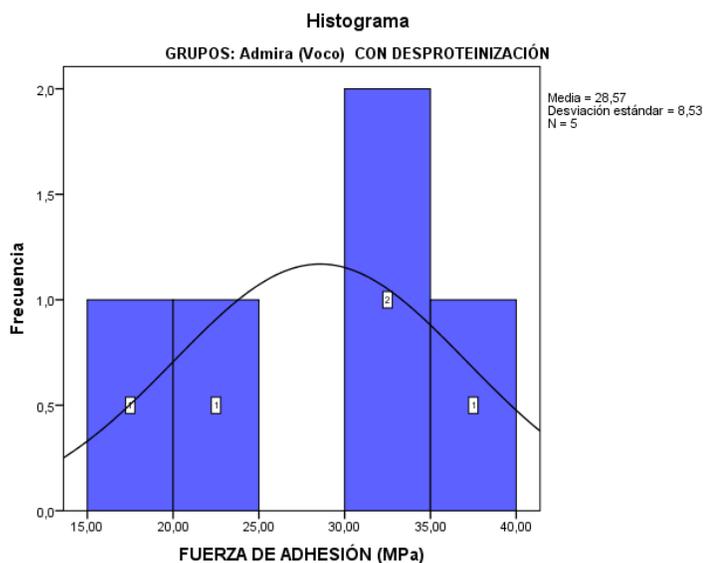
FUERZA DE ADHESIÓN (MPa)		
N	Válidos	5
	Perdidos	0
Media		28,5676
Error estándar de la media		3,81472
Mediana		33,7811
Moda		16,21 <sup>b</sup>
Desviación estándar		8,52997
Varianza		72,760
Asimetría		-,919
Error estándar de asimetría		,913
Curtosis		-1,245
Error estándar de curtosis		2,000
Percentiles	25	19,6639
	50	33,7811
	75	34,8647

a. GRUPOS = Admira (Voco) CON DESPROTEINIZACIÓN

Fuente. Elaboración propia de la ficha de recolección de datos - 2018

**FIGURA N°6**

### Histograma del variable Admira (Voco) con desproteínización



### INTERPRETACIÓN:

En la tabla y gráfico N° 6 se observa 28,57 mm como promedio o media con un error estándar de 3,82 mm, encontrando así que el 50% de la población mide más de 33,78 mm, asimetría hacia la izquierda y los datos se comportan por debajo de la curva de forma platicúrtica.

## RESULTADOS DE LA VARIABLE TPH3 SPECTRUM (DENTSPLY) SIN DESPROTEINIZACIÓN

A continuación se presenta los resultados estadísticos del TPH3 Spectrum (Dentsply) sin desproteínización del total de la evaluación.

**TABLA N°7**

### Estadísticos del variable TPH3 Spectrum (Dentsply) sin desproteínización

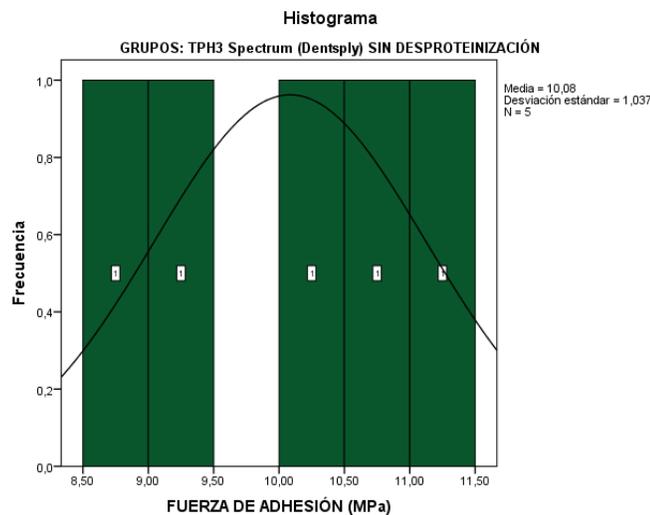
FUERZA DE ADHESIÓN (MPa)		
N	Válido	5
	Perdidos	0
Media		10,0847
Error estándar de la media		,46360
Mediana		10,2428
Moda		8,76 <sup>b</sup>
Desviación estándar		1,03664
Varianza		1,075
Asimetría		-,340
Error estándar de asimetría		,913
Curtosis		-2,259
Error estándar de curtosis		2,000
Percentiles	25	9,0314
	50	10,2428
	75	11,0589

a. GRUPOS = TPH3 Spectrum (Dentsply) SIN DESPROTEINIZACIÓN

Fuente. Elaboración propia de la ficha de recolección de datos - 2018

**FIGURA N°7**

### Histograma del variable TPH3 Spectrum (Dentsply) sin desproteínización



### INTERPRETACIÓN:

En la tabla y gráfico N° 7 se observa 10,08 mm como promedio o media con un error estándar de 0,46 mm, encontrando así que el 50% de la población mide más de 10,24 mm, asimetría hacia la izquierda y los datos se comportan por debajo de la curva de forma platicúrtica.

## RESULTADOS DE LA VARIABLE TPH3 SPECTRUM (DENTSPLY) CON DESPROTEINIZACIÓN

A continuación se presenta los resultados estadísticos del variable TPH3 Spectrum (Dentsply) con desproteínización del total de la evaluación

**TABLA N°8**

### Estadístico del variable TPH3 Spectrum (Dentsply) con desproteínización

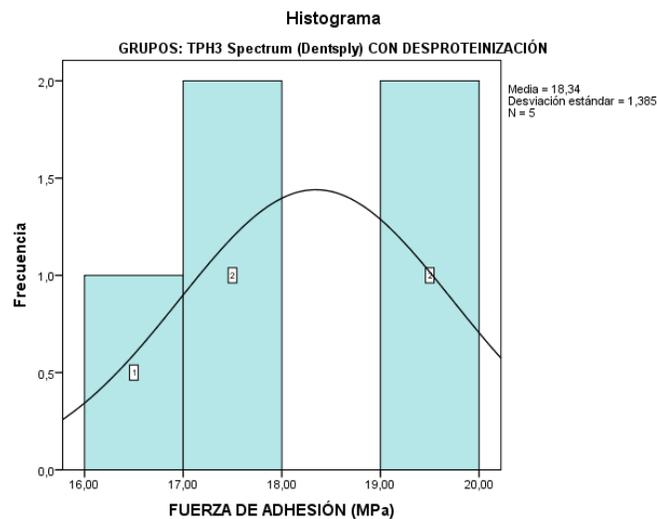
FUERZA DE ADHESIÓN (MPa)		
N	Válido	5
	Perdidos	0
Media		18,3445
Error estándar de la media		,61936
Mediana		17,9899
Moda		16,96 <sup>b</sup>
Desviación estándar		1,38493
Varianza		1,918
Asimetría		,326
Error estándar de asimetría		,913
Curtosis		-2,862
Error estándar de curtosis		2,000
Percentiles	25	17,0697
	50	17,9899
	75	19,7965

a. GRUPOS = TPH3 Spectrum (Dentsply) CON DESPROTEINIZACIÓN

Fuente. Elaboración propia de la ficha de recolección de datos - 2018

**FIGURA N°8**

### Histograma del variable TPH3 Spectrum (Dentsply) con desproteínización



### INTERPRETACIÓN:

En la tabla y gráfico N° 8 se observa 18,34 mm como promedio o media con un error estándar de 0,62 mm, encontrando así que el 50% de la población mide más de 17,99 mm, asimetría hacia la derecha y los datos se comportan por debajo de la curva de forma platycúrtica.

**CONTRASTE DE HIPÓTESIS GENERAL**  
**DESPROTEINIZACIÓN DENTINARIA EN LA RESISTENCIA ADHESIVA DE**  
**TRES RESINAS COMPUESTAS**

**Análisis de datos**

1er paso.- Variable Resistencia Adhesiva de acuerdo a sus Medidas es una variable Cuantitativa continua de razón.

2do paso.- Variable Desproteínización Dentinaria de acuerdo a sus categorías es una variable cualitativa dicotómica nominal.

Por lo tanto para realizar el contraste de hipótesis conforme al objetivo de comparación de la variable Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria, de estas dos variables Cuantitativas y dos grupos se tendría que utilizar la prueba paramétricas como la T de Student para muestras independientes

**Prueba de hipótesis**

**a) Prueba de hipótesis para la comparación entre la variable Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria**

**Prueba de hipótesis general.**

**Planteamiento**

**H<sub>0</sub>:** No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino

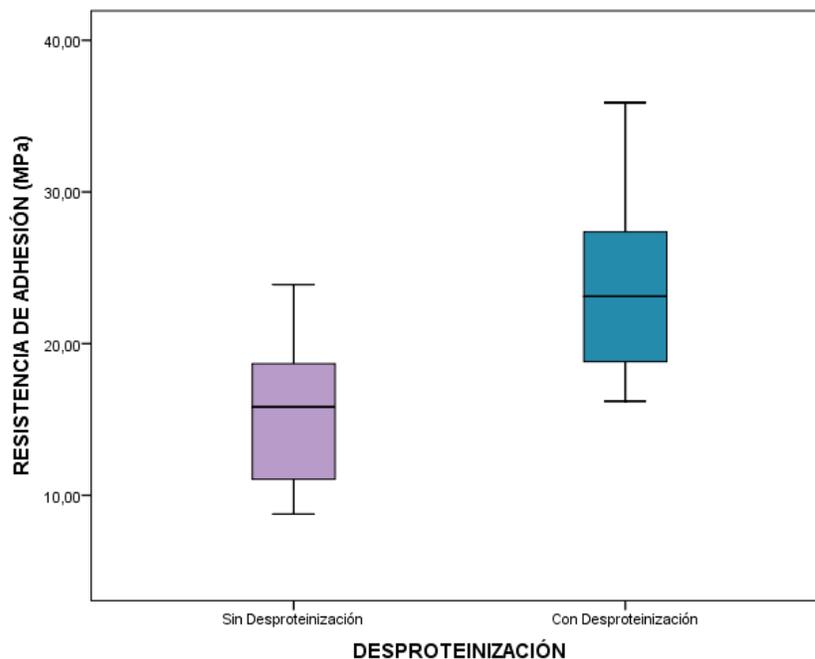
**H<sub>a</sub>:** Existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.

Calculo del estadístico Prueba Paramétrica: T de Student para muestras independientes

Prueba de muestras independientes										
	Prueba de Levene de igualdad de		prueba t para la igualdad de medias							
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia		
								Inferior	Superior	
RESISTENCIA DE ADHESIÓN (MPa)	Se asumen varianzas iguales	.741	.397	-4.056	28	.000	-8.55488	2.10909	-12.87515	-4.23461
	No se asumen varianzas iguales			-4.056	26.216	.000	-8.55488	2.10909	-12.88843	-4.22133

Estadísticas de grupo					
DESPROTEINIZACIÓN		N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
RESISTENCIA DE ADHESIÓN (MPa)	Sin Desproteínización	15	15.3656	4.96584	1.28218
	Con Desproteínización	15	23.9205	6.48569	1.67460

*T de Student = - 4.056; P-Valor =0.000*



### Nivel de Significancia (alfa)

$\alpha = 0.01$  es decir el 1%

### Estadística de prueba

**N= 30**

$$t_0 = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{s^2 \times \left[ \frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right]}}$$

***T de Student para muestras independientes = - 4.056***

**P- valor= 0.000**

a) Regla de decisión según el nivel de significancia:

Aceptar H0 si : p-valor  $\geq$  0.01

Rechazar H0 si : p-valor  $<$  0.01

b) Lectura del p-valor (P valor= 0.000 = 0.00 %)

Con una probabilidad de error del 0.00 %, si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desprotección Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.

c) Decisión estadística

Se acepta la Hipótesis Ha siendo el p-valor menor que el nivel de significancia ( $\alpha=0.05$ )

Por lo tanto se puede decir que si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.

### **CONTRASTE DE HIPÓTESIS ESPECÍFICA N°01**

#### **RESISTENCIA ADHESIVA SEGÚN LA RESINA COMPUESTA FILTEK Z350 XT**

**(3M)**

#### **Análisis de datos**

1er paso.- Variable Resistencia Adhesiva de acuerdo a sus Medidas es una variable Cuantitativa continua de razón.

2do paso.- Variable Desproteínización Dentinaria de acuerdo a sus categorías es una variable cualitativa dicotómica nominal.

3er paso.- Variable de agrupación Resina Compuesta Filtek Z350 XT (3M)

Por lo tanto para realizar el contraste de hipótesis conforme al objetivo de comparación de la variable Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M), de estas dos variables Cuantitativas y dos grupos se tendría que utilizar la prueba paramétricas como la T de Student para muestras independientes

#### **Prueba de hipótesis**

**a) Prueba de hipótesis para la comparación entre la variable Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M)**

## Prueba de hipótesis específico n° 01

### Planteamiento

**H<sub>0</sub>:** No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M) en Dientes de Bovino

**H<sub>a</sub>:** Existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M) en Dientes de Bovino

Calculo del estadístico Prueba Paramétrica: T de Student para muestras independientes

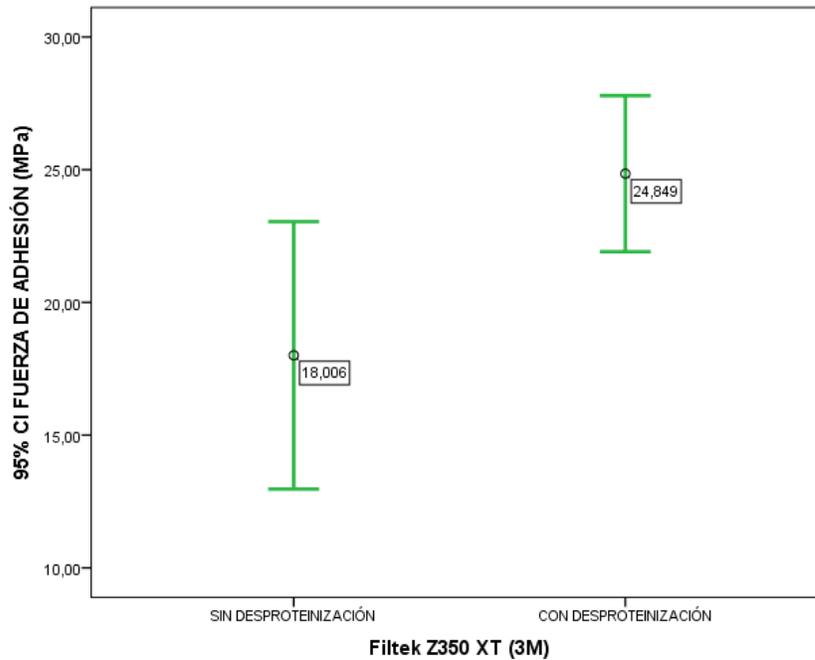
Prueba de muestras independientes

Filtek Z350 XT (3M) CON DESPROTEINIZACIÓN y SIN DESPROTEINIZACIÓN	Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
								Inferior	Superior
FUERZA DE ADHESIÓN (MPa) Se asumen varianzas iguales No se asumen varianzas iguales	.595	.463	-3.257	8	.001	-6.84335	2.10137	-11.68912	-1.99757
			-3.257	6.441	.002	-6.84335	2.10137	-11.90115	-1.78554

Estadísticas de grupo

Filtek Z350 XT (3M)	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
SIN DESPROTEINIZACIÓN	5	18.0061	4.05851	1.81502
CON DESPROTEINIZACIÓN	5	24.8495	2.36799	1.05900

*T de Student = - 3.257; P-Valor =0.001*



### Nivel de Significancia (alfa)

$\alpha = 0.01$  es decir el 1%

### Estadística de prueba

N= 30

$$t_0 = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{s^2 \times \left[ \frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right]}}$$

**T de Student para muestras independientes = - 3.257**

**P- valor= 0.001**

a) Regla de decisión según el nivel de significancia:

Aceptar H0 si : p-valor  $\geq$  0.01

Rechazar  $H_0$  si :  $p\text{-valor} < 0.01$

b) Lectura del p-valor ( $P\text{ valor} = 0.001 = 0.1\%$ )

Con una probabilidad de error del 0.1 %, si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desprotección Dentinaria con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M) en Dientes de Bovino

c) Decisión estadística

Se acepta la Hipótesis  $H_a$  siendo el p-valor menor que el nivel de significancia ( $\alpha = 0.01$ )

Por lo tanto se puede decir que si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desprotección Dentinaria con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M) en Dientes de Bovino.

## **CONTRASTE DE HIPÓTESIS ESPECÍFICA N°02**

### **RESISTENCIA ADHESIVA SEGÚN LA RESINA COMPUESTA ADMIRA (VOCO)**

#### **Análisis de datos**

1er paso.- Variable Resistencia Adhesiva de acuerdo a sus Medidas es una variable Cuantitativa continua de razón.

2do paso.- Variable Desprotección Dentinaria de acuerdo a sus categorías es una variable cualitativa dicotómica nominal.

3er paso.- Variable de agrupación Resina Compuesta Admira (Voco)

Por lo tanto para realizar el contraste de hipótesis conforme al objetivo de comparación de la variable Resistencia Adhesiva según la Desprotección Dentinaria con resina compuesta Admira (Voco), de estas dos variables Cuantitativas y dos grupos se tendría que utilizar la prueba paramétricas como la T de Student para muestras independientes

#### **Prueba de hipótesis**

**a) Prueba de hipótesis para la comparación entre la variable Resistencia Adhesiva según la Desprotección Dentinaria con resina compuesta Admira (Voco).**

#### **Prueba de hipótesis específico n°02.**

##### **Planteamiento**

**H<sub>0</sub>:** No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta Admira (Voco), en Dientes de Bovino.

**H<sub>a</sub>:** Existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta Admira (Voco), en Dientes de Bovino.

Calculo del estadístico Prueba Paramétrica: T de Student para muestras independientes

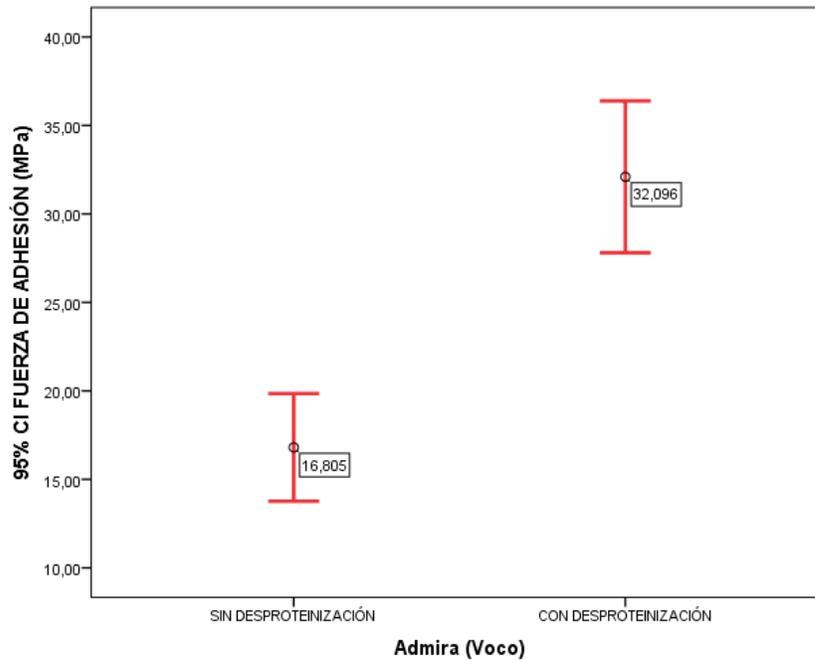
**Prueba de muestras independientes**

Admira (Voco) CON DESPROTEINIZACIÓN y SIN DESPROTEINIZACIÓN	Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
								Inferior	Superior
FUERZA DE ADHESIÓN (MPa) Se asumen varianzas iguales	1.611	.240	-8.073	8	.000	-15.29095	1.89416	-19.65889	-10.92300
No se asumen varianzas iguales			-8.073	7.211	.000	-15.29095	1.89416	-19.74352	-10.83837

**Estadísticas de grupo**

Admira (Voco)		N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
FUERZA DE ADHESIÓN (MPa)	SIN DESPROTEINIZACIÓN	5	16.8051	2.44994	1.09565
	CON DESPROTEINIZACIÓN	5	32.0961	3.45500	1.54512

*T de Student = - 8.073; P-Valor =0.000*



### Nivel de Significancia (alfa)

$\alpha = 0.01$  es decir el 1%

### Estadística de prueba

N= 30

$$t_0 = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{s^2 \times \left[ \frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right]}}$$

**T de Student para muestras independientes = - 8.073**

**P- valor= 0.000**

a) Regla de decisión según el nivel de significancia:

Aceptar H0 si : p-valor  $\geq$  0.01

Rechazar  $H_0$  si :  $p\text{-valor} < 0.01$

b) Lectura del p-valor ( $P\text{ valor} = 0.000 = 0.0\%$ )

Con una probabilidad de error del 0.0 %, si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desprotección Dentinaria con resina compuesta Admira (Voco), en Dientes de Bovino.

c) Decisión estadística

Se acepta la Hipótesis  $H_a$  siendo el p-valor menor que el nivel de significancia ( $\alpha = 0.01$ )

Por lo tanto se puede decir que si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desprotección Dentinaria con resina compuesta Admira (Voco), en Dientes de Bovino.

**CONTRASTE DE HIPÓTESIS ESPECÍFICA N°03**  
**RESISTENCIA ADHESIVA SEGÚN LA RESINA COMPUESTA TPH3**  
**SPECTRUM (DENTSPLY)**

**Análisis de datos**

1er paso.- Variable Resistencia Adhesiva de acuerdo a sus Medidas es una variable Cuantitativa continua de razón.

2do paso.- Variable Desproteínización Dentinaria de acuerdo a sus categorías es una variable cualitativa dicotómica nominal.

3er paso.- Variable de agrupación Resina Compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply)

Por lo tanto para realizar el contraste de hipótesis conforme al objetivo de comparación de la variable Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply), de estas dos variables Cuantitativas y dos grupos se tendría que utilizar la prueba paramétricas como la T de Student para muestras independientes

### **Prueba de hipótesis**

**a) Prueba de hipótesis para la comparación entre la variable Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply).**

### **Prueba de hipótesis específico n°03**

#### **Planteamiento**

**H<sub>0</sub>:** No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply), en Dientes de Bovino.

**H<sub>a</sub>:** Existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply), en Dientes de Bovino.

Calculo del estadístico Prueba Paramétrica: T de Student para muestras independientes

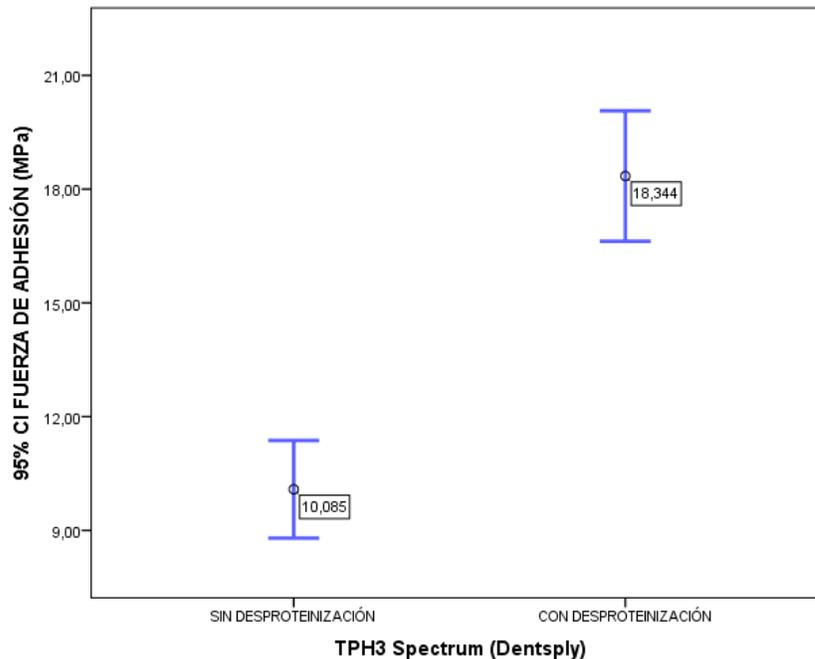
Prueba de muestras independientes

TPH3 Spectrum (Dentsply) CON DESPROTEINIZACIÓN y SIN DESPROTEINIZACIÓN	Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
								Inferior	Superior
FUERZA DE ADHESIÓN (MPa) Se asumen varianzas iguales	1.217	.302	-10.676	8	.000	-8.25979	.77364	-10.04381	-6.47576
No se asumen varianzas iguales			-10.676	7.411	.000	-8.25979	.77364	-10.06878	-6.45079

Estadísticas de grupo

TPH3 Spectrum (Dentsply)	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
FUERZA DE ADHESIÓN (MPa) SIN DESPROTEINIZACIÓN	5	10.0847	1.03664	.46360
CON DESPROTEINIZACIÓN	5	18.3445	1.38493	.61936

*T de Student = - 10.676; P-Valor =0.000*



Nivel de Significancia (alfa)

$\alpha = 0.01$  es decir el 1%

## Estadística de prueba

N= 30

$$t_0 = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{s^2 \times \left[ \frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2} \right]}}$$

**T de Student para muestras independientes = - 10.676**

**P- valor= 0.000**

a) Regla de decisión según el nivel de significancia:

Aceptar H0 si : p-valor  $\geq$  0.01

Rechazar H0 si : p-valor < 0.01

b) Lectura del p-valor (P valor= 0.000 = 0.0 %)

Con una probabilidad de error del 0.0 %, si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply), en Dientes de Bovino.

c) Decisión estadística

Se acepta la Hipótesis Ha siendo el p-valor menor que el nivel de significancia ( $\alpha=0.01$ )

Por lo tanto se puede decir que si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply), en Dientes de Bovino.

**CONTRASTE DE HIPÓTESIS ESPECIFICA N°04**  
**RESISTENCIA ADHESIVA SEGÚN TRES RESINAS COMPUESTAS CON Y SIN**  
**TÉCNICA DE DESPROTEINIZACIÓN DENTINARIA**

**Análisis de datos**

1er paso.- Variable Resistencia Adhesiva de acuerdo a sus Medidas es una variable Cuantitativa continua de razón.

2do paso.- Variable con y sin desproteínización de acuerdo a sus categorías es una variable cualitativa dicotómica nominal.

3er paso.- Variable de agrupación Tres resinas compuestas.

Por lo tanto para realizar el contraste de hipótesis conforme al objetivo de comparación de la variable Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria en las tres resinas compuestas, de estas tres variables Cuantitativas y dos grupos se tendría que utilizar la prueba paramétricas como la Anova con un factor intersujetos

**Prueba de hipótesis**

**a) Prueba de hipótesis para la comparación entre la variable Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria en las tres resinas compuestas**

**Prueba de hipótesis específico n°04**

**Planteamiento**

**H<sub>0</sub>:** No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.

**H<sub>a</sub>:** Existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.

Calculo del estadístico Prueba Paramétrica: Anova con un factor intersujetos

**ANOVA**

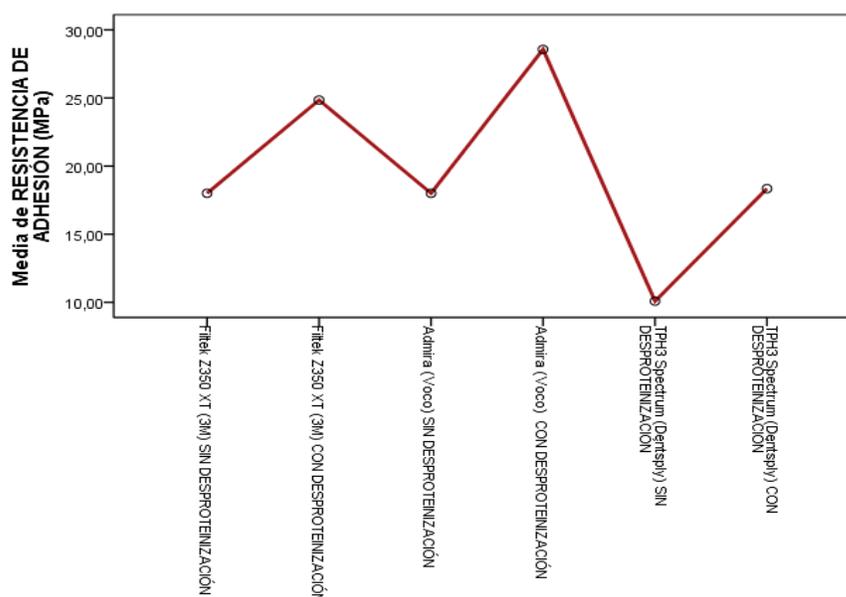
RESISTENCIA DE ADHESIÓN (MPa)

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	1025.814	5	205.163	10.769	.000
Dentro de grupos	457.214	24	19.051		
Total	1483.027	29			

**Descriptivos**

RESISTENCIA DE ADHESIÓN (MPa)

	N	Media	Desviación estándar	Error estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
Filtek Z350 XT (3M) SIN DESPROTEINIZACIÓN	5	18.0061	4.05851	1.81502	12.9668	23.0454	12.95	23.89
Filtek Z350 XT (3M) CON DESPROTEINIZACIÓN	5	24.8495	2.36799	1.05900	21.9092	27.7897	22.25	27.59
Admira (Voco) SIN DESPROTEINIZACIÓN	5	18.0061	4.05851	1.81502	12.9668	23.0454	12.95	23.89
Admira (Voco) CON DESPROTEINIZACIÓN	5	28.5676	8.52997	3.81472	17.9763	39.1590	16.21	35.89
TPH3 Spectrum (Dentsply) SIN DESPROTEINIZACIÓN	5	10.0847	1.03664	.46360	8.7975	11.3718	8.76	11.13
TPH3 Spectrum (Dentsply) CON DESPROTEINIZACIÓN	5	18.3445	1.38493	.61936	16.6249	20.0641	16.96	19.96
Total	30	19.6431	7.15114	1.30561	16.9728	22.3134	8.76	35.89



Comparaciones múltiples

Variable dependiente:  
HSD Tukey

(I) GRUPOS	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	Intervalo de confianza al 95%		
				Límite inferior	Límite superior	
<b>Filtek Z350 XT (3M) SIN DESPROTEINIZACIÓN</b>	Filtek Z350 XT (3M) CON DESPROTEINIZACIÓN	-6.84335	2.76048	.170	-15.3786	1.6919
	Admira (Voco) SIN DESPROTEINIZACIÓN	0.00000	2.76048	1.000	-8.5352	8.5352
	Admira (Voco) CON DESPROTEINIZACIÓN	-10,56151	2.76048	.009	-19.0967	-2.0263
	TPH3 Spectrum (Dentsply) SIN DESPROTEINIZACIÓN	7.92144	2.76048	.080	-.6138	16.4566
	TPH3 Spectrum (Dentsply) CON DESPROTEINIZACIÓN	-.33835	2.76048	1.000	-8.8735	8.1969
<b>Filtek Z350 XT (3M) CON DESPROTEINIZACIÓN</b>	Filtek Z350 XT (3M) SIN DESPROTEINIZACIÓN	6.84335	2.76048	.170	-1.6919	15.3786
	Admira (Voco) SIN DESPROTEINIZACIÓN	6.84335	2.76048	.170	-1.6919	15.3786
	Admira (Voco) CON DESPROTEINIZACIÓN	-3,71816	2.76048	.757	-12.2534	4.8170
	TPH3 Spectrum (Dentsply) SIN DESPROTEINIZACIÓN	14,76479	2.76048	.000	6.2296	23.3000
	TPH3 Spectrum (Dentsply) CON DESPROTEINIZACIÓN	6.50500	2.76048	.211	-2.0302	15.0402
<b>Admira (Voco) SIN DESPROTEINIZACIÓN</b>	Filtek Z350 XT (3M) SIN DESPROTEINIZACIÓN	0.00000	2.76048	1.000	-8.5352	8.5352
	Filtek Z350 XT (3M) CON DESPROTEINIZACIÓN	-6.84335	2.76048	.170	-15.3786	1.6919
	Admira (Voco) CON DESPROTEINIZACIÓN	-10,56151	2.76048	.009	-19.0967	-2.0263
	TPH3 Spectrum (Dentsply) SIN DESPROTEINIZACIÓN	7.92144	2.76048	.080	-.6138	16.4566
	TPH3 Spectrum (Dentsply) CON DESPROTEINIZACIÓN	-.33835	2.76048	1.000	-8.8735	8.1969
<b>Admira (Voco) CON DESPROTEINIZACIÓN</b>	Filtek Z350 XT (3M) SIN DESPROTEINIZACIÓN	10,56151	2.76048	.009	2.0263	19.0967
	Filtek Z350 XT (3M) CON DESPROTEINIZACIÓN	3,71816	2.76048	.757	-4.8170	12.2534
	Admira (Voco) SIN DESPROTEINIZACIÓN	10,56151	2.76048	.009	2.0263	19.0967
	TPH3 Spectrum (Dentsply) SIN DESPROTEINIZACIÓN	18,48295	2.76048	.000	9.9477	27.0181
	TPH3 Spectrum (Dentsply) CON DESPROTEINIZACIÓN	10,22316	2.76048	.013	1.6880	18.7584
<b>TPH3 Spectrum (Dentsply) SIN DESPROTEINIZACIÓN</b>	Filtek Z350 XT (3M) SIN DESPROTEINIZACIÓN	-7.92144	2.76048	.080	-16.4566	1.6138
	Filtek Z350 XT (3M) CON DESPROTEINIZACIÓN	-14,76479	2.76048	.000	-23.3000	-6.2296
	Admira (Voco) SIN DESPROTEINIZACIÓN	-7.92144	2.76048	.080	-16.4566	1.6138
	Admira (Voco) CON DESPROTEINIZACIÓN	-18,48295	2.76048	.000	-27.0181	-9.9477
	TPH3 Spectrum (Dentsply) CON DESPROTEINIZACIÓN	-8.25979	2.76048	.062	-16.7950	1.2754
<b>TPH3 Spectrum (Dentsply) CON DESPROTEINIZACIÓN</b>	Filtek Z350 XT (3M) SIN DESPROTEINIZACIÓN	.33835	2.76048	1.000	-8.1969	8.8735
	Filtek Z350 XT (3M) CON DESPROTEINIZACIÓN	-6.50500	2.76048	.211	-15.0402	2.0302
	Admira (Voco) SIN DESPROTEINIZACIÓN	.33835	2.76048	1.000	-8.1969	8.8735
	Admira (Voco) CON DESPROTEINIZACIÓN	-10,22316	2.76048	.013	-18.7584	-1.6880
	TPH3 Spectrum (Dentsply) SIN DESPROTEINIZACIÓN	8.25979	2.76048	.062	-2.754	16.7950

### Nivel de Significancia (alfa)

$\alpha = 0.01$  es decir el 1%

### Estadística de prueba

**N= 30**

$$F = \frac{MC_{num}}{MC_{den}} = \frac{\frac{SC_{num}}{gl_{num}}}{\frac{SC_{den}}{gl_{den}}}$$

**F = - 10.769**

**P- valor= 0.000**

a) Regla de decisión según el nivel de significancia:

Aceptar H0 si : p-valor  $\geq$  0.01

Rechazar H0 si : p-valor < 0.01

b) Lectura del p-valor (P valor= 0.000 = 0.00 %)

Con una probabilidad de error del 0.00 %, si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.

c) Decisión estadística

Se acepta la Hipótesis Ha siendo el p-valor menor que el nivel de significancia ( $\alpha=0.05$ )

Por lo tanto se puede decir que si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva con y sin Desprotección Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.

## **CAPÍTULO IV**

### **ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS**

El objetivo del presente estudio fue determinar el efecto la desproteización dentinaria con hipoclorito de sodio en la resistencia adhesiva de tres resinas compuestas en dientes de bovino, Huancayo 2017, donde los resultados son corroborados y contrastados por otras investigaciones.

Ahora bien, nuestros resultados aseguran que existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino, así mismo asevera que existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteización Dentinaria con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M) en Dientes de Bovino , del mismo modo ratifica que existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteización Dentinaria con resina compuesta Admira (Voco), en Dientes de Bovino, de la misma manera corrobora que existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteización Dentinaria con resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply), en Dientes de Bovino y también garantiza que existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteización

Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino, toda esta información es revalidada por *Chai J. y colb.* <sup>8</sup> quienes realizaron un estudio sobre “Fuerza de adhesión a la tracción de 5 agentes de cementación entre 2 materiales de restauración CAD-CAM y esmalte”, donde llegaron a la conclusión que dentro del grupo Dicor MGC, la resistencia de unión media de Panavia 21 con esmalte fue significativamente mayor que C & B Metabond, Panavia 21, Cerec Duo, y Fuji Duet. Dentro del grupo Cerec VITABLOCS Mark II, la fuerza de adhesión media de Fuji Dúo fue significativamente mayor que C & B Metabond, Panavia 21, y Cerec Duo; *Duarte P. y colb.* <sup>9</sup>, quienes hicieron un estudio acerca de “La influencia de la desproteinización dentinaria sobre el fenómeno nanoleakage”, donde testifica que la influencia del tratamiento de dentina con NaOCl en el fenómeno nanoleakage era dependiente de la formulación de sistema de unión y de su interacción con el sustrato; *Viotti R y colb.* <sup>10</sup> en su estudio sobre “La microtracción de adhesión de los nuevos agentes de cementación autoadhesivos y sistemas convencionales” indican que las fuerzas de unión producidos por los agentes de cementación fueron significativamente más altos que los observados para la mayoría de los cementos autoadhesivos; *Soares C. y colb.* <sup>11</sup> realizaron un estudio sobre “La resistencia de unión a la tracción de 4 agentes de cementación de resina unida a esmalte y dentina de bovinos”, donde mencionan que la fuerza de adhesión a la tracción de los agentes de cementación de resina al esmalte fueron superiores a los de la dentina, y los valores de resistencia adhesiva de Nexus a la dentina fueron significativamente menores (P.05) que los otros cementos probados; *Sampaio D. y colb.* <sup>12</sup> quienes ejecutaron un estudio sobre “El efecto de la desproteinización de la dentina sobre la

resistencia de unión de los cementos de resina autoadhesivos y superficies de dentina que estaban sin tratar (control)”, donde confirman que ni el pretratamiento de desproteinización de la dentina mejoró la resistencia de la unión de RelyX Unicem, el resultado fue que se logró una mayor resistencia de unión en las muestras BisCem mientras que el grabado ácido por sí sola no mejoró el rendimiento del material; *Esmaeili B. y colb.* <sup>14</sup> quienes ejecutaron un estudio sobre “El efecto de diferentes tratamientos de superficie sobre la fuerza de unión de microtensión de dos cementos de resina compuesta”, donde verifican que los diferentes tratamientos de superficie tienen diferentes efectos sobre TBS de CRC a feldespática cerámica. PF fue significativamente mejor que el DL., y por último *Lin Hu y colb.* <sup>15</sup>, quienes efectuaron un estudio sobre “Los efectos de la degradación del colágeno tipo I en la durabilidad de tres sistemas adhesivos en la fase temprana de la adhesión a la dentina”, donde certifican que en la fase temprana de la adhesión a la dentina, hubo una correlación negativa entre el grado de degradación del colágeno y la magnitud de la fuerza de unión por micro-tracción.

## **CAPÍTULO V**

### **CONCLUSIONES**

- Se concluye que si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino. ( $p= 0.00$ ).
- Así también si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M) en Dientes de Bovino. ( $p=0.001$ ).
- Se concluye que si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta Admira (Voco), en Dientes de Bovino. ( $p=0.000$ ).
- Se concluye que si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply), en Dientes de Bovino. ( $p=0.000$ ).
- Por último se concluye que si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino. ( $p=0.000$ ).

## **CAPÍTULO VI**

### **RECOMENDACIONES**

- Se recomienda más estudio acerca de las diferentes técnicas en los tiempos operatorios en una restauración directa con el uso del hipoclorito de sodio mediante la desproteinización de las estructuras del esmalte
- Se recomienda esta técnica como una alternativa en los sistemas adhesivos sobre todo en restauraciones clase III, IV y V.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 B. Van Meerbeek et al. Buonocore memorial lectura. Adhesión to enamel and dentin current status and future challenges. Operative dentistry, 2003, 28-3, 215-235.
- 2 Barbosa de Souza F, et al. Relación de la dentina desproteinizada con el proceso adhesivo. Acta odontológica Venezolana, volumen 43 nº 2, 2005.
- 3 Buonocore M.G. A simple method of increasing the adhesión of acrylic filling materials to enamel surfaces. Journal of dental research. 1955; 848-953.
- 4 Phillips. Ciencia de los Materiales Dentales. 10 ed. México: McGraw-Hill interamericana; 1998.
- 5 Barrancos M., Operatoria dental: integración clínica. 4ª ed. Buenos Aires: Medica panamericana, 2006. p. 1126.
- 6 Solis. Análisis comparativo in vitro de la resistencia abrasiva entre una resina compuesta fluida y un cemento de resina de polimerización dual [tesis título]. Chile; google academico, Universidad de Chile; 2004.
- 7 Gurdel do Amaral I.P, et al. Influencia del tiempo de almacenamiento en la resistencia de unión a la dentina desproteinizada, utilizando tres diferentes adhesivos dentales. Acta odontológica Venezolana, volumen 49 nº 4, 2011.
- 8 Jeffrey Chai Chang, DDS, MS, et al. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. Journal de prostodoncia dental, 2003; 18-23.
- 9 Duarte P, et al. Nanoleakage phenomenon on deproteinized human dentin. Journal of appled oral scub ice, 2007; 15 (4): 285-91.

- 10 Ronaldo G. Viotti, DDS, et al. Microtensile bond strength of new self- adhesive luting agents and conventional multistep systems. *Journal de prostodoncia dental*, 2009; 1-8.
- 11 Cristiane Soares Mota, DDS, MS, et al. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *Journal de prostodoncia dental*, 2010; 558-564.
- 12 Sampaio Lisboa D, et al. Dentin deproteinization effect on bond strength of self-adhesive resin cements. *Braz oral res.*, (Sao Paulo) 2013; 27 (1): 73-5.
- 13 Sánchez Aguilera F, et al. Bonding efficacy of an acetone/based etch-and-rinse adhesive after dentin deproteinization. *Journal section: biomaterials and bioengineering in dentistry*, 2012, 1:17 (4): 649-54.
- 14 Behnaz Esmaeili, et al. Effect of different surface treatments on microtensile bond strength of two resin cements to aged simulated composite core materials. *Indian journal of dental research*, 2014; 309-315.
- 15 Lin Hu et al. Effects of type I collagen degradation on the durability of three adhesive systems in the early phase of dentin bonding. *Journal plos one*, 17, 2015.
- 16 Aginaldo de Sousa J, et al. Effect of solvent volatilization time on the bond strength of etch-and-rinse adhesive to dentin using conventional or deproteinization bonding techniques. *Restorative dentistry & endodontics*, 2015, 40:3-202.
- 17 Olcese Lavado O. Efecto del acondicionamiento ácido sobre la superficie adamantina haciendo uso de agentes cementantes autoacondicionantes:

- resistencia de tracción. [tesis título]. Lima; google academico, Universidad Peruana Cayetano Heredia; 2011.
- 18 Fundamentos de adhesión. [base de datos de internet]. <https://www.google.com.pe/#q=fundamentos+de+adhesión>.
  - 19 Fuentes M.V. Propiedades mecánicas de la dentina humana. Universidad de Granada, Av. Odontoestomatologica, 2004; 20-2: 79-83.
  - 20 Avery JA. Dentin: In oral histology and embriology. Bhaskar, SN. Mosby, Co., St. Louis, 1998: 101-34.
  - 21 Lambrechts P, et al. Adhesion: The silent revolution in dentistry. Quintessence publishing, Co., Inc. Chicago 2000; 4: 45-60.
  - 22 Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. Quintessence International 1995; 26(2): 95-110.
  - 23 Martín Hernández J. Aspectos prácticos de la adhesión a dentina. Avances de odontoestomatología, 2003; 19-32. OKA
  - 24 Steve Armstrong, et al. Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. Academy of dental materials, 2009; 50-62.
  - 25 Cabrera V. Y, et al. In search of the ideal adhesive cement: the glass ionomers. [tesis especialista]. Cuba: google academico. Universidad de Camaguey; 2009
  - 26 Camps Alemany I. Evolución de la adhesión a dentina. Avances de odontoestomatología, 2003; 11-7.
  - 27 Bottino M.A., Ferreira Q.A., Miyashita E., Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral Metal Free. 1ª ed. Sao Paulo: Artes Médicas, 2001. p. 26-65.

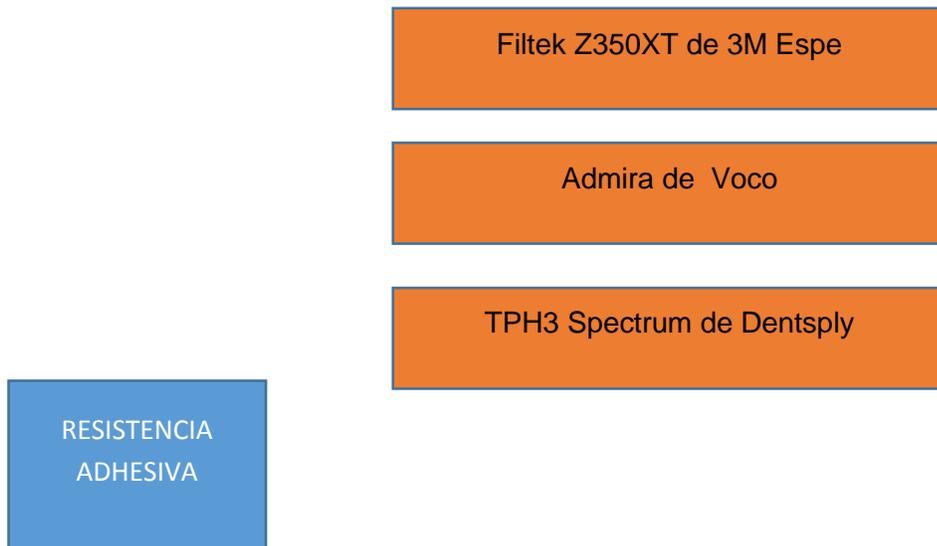
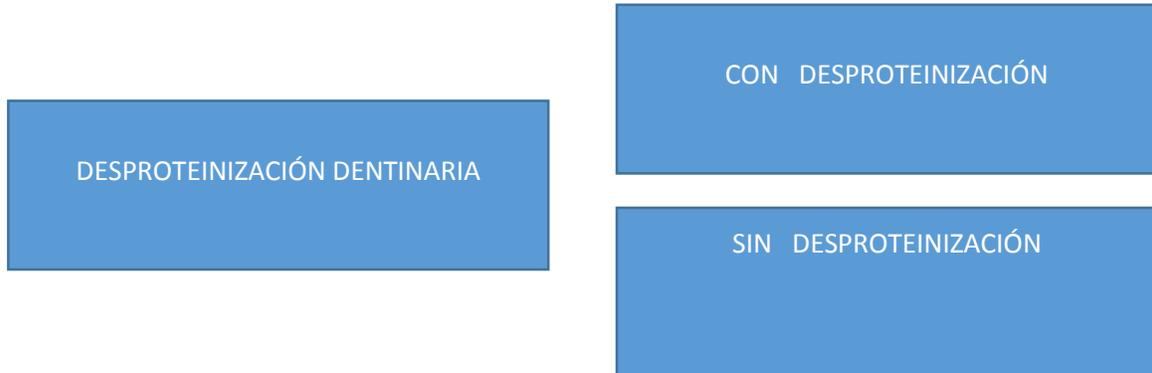
- 28 Arévalo Barriga D.A. Análisis comparativo entre los cementos resinosos de autocurado y fotopolimerizable en microfiltraciones marginales [tesis título]. Guayaquil: google academico, Universidad de Guayaquil; 2014.
- 29 Sosa Flores B.J. Cementos resinosos [tesis título]. Lima: Revista Estomatológica Herediana, Universidad Cayetano Heredia; 2010.
- 30 Diaz Martínez M.A. adhesión a los tejidos dentarios en odontología estética [tesis título]. Guayaquil: google academico, Universidad de guayaquil; 2012.
- 31 Rios Figueroa P.D. Indicación de los Beneficios y Descripción del Protocolo de Carillas Indirectas de Cerómero con el sistema Premise Indirect para la rehabilitación de pacientes con diastemas en el sector antero superior. [tesis título]. Guayaquil: google academico, Universidad de guayaquil; 2012.
- 32 Pozo Ramírez A.J. Estudio comparativo de tres sistemas de cementación para cerómeros [tesis título]. Ecuador; google academico, Universidad central de Ecuador; 2015.
- 33 ALLCEM de FGM [base de datos de internet]. Brasil, FGM productos odontológicos. 2011. <http://www.fgm.ind.br/site/produtos.php?prd=35&lng=es>
- 34 ÁMBAR de FGM [base de datos de internet]. Brasil, FGM productos odontológicos. 2011. <http://www.fgm.ind.br/site/produtos.php?prd=23&lng=es>
- 35 NEXUS 3 de KERR [base de datos de internet]. Dental cost. 2010-2015. <https://www.dentalcost.es/varios-cementos-de-resina/657-nx3-nexus-cemento-jeringa-dual-reposicion-kerr-hawe.html>
- 36 OPTIBOND S de KERR [base de datos de internet]. KERR sybron dental specialties. <http://www.imfohsa.com/sitio/images/pdf/KROPTIBS.pdf>

- 37 DUOLINK de BISCO [base de datos de internet]. Francia, BISCO INC. Rev 1/15. [https://www.bisco.com/instructions/IN-027R7\\_Spanish.pdf](https://www.bisco.com/instructions/IN-027R7_Spanish.pdf)
- 38 ONE STEP de BISCO [base de datos de internet]. Francia, BISCO INC. Rev 12/14. [https://www.bisco.com/instructions/IN-130R4\\_Spanish.pdf](https://www.bisco.com/instructions/IN-130R4_Spanish.pdf)
- 39 ADORO [base de datos de internet]. Madrid, ivoclar vivadent. <http://www.ivoclarvivadent.com/es-es//sr-adoro-1-1>
- 40 Hernández R, Fernández C, Baptista P. Metodología de la investigación. sexta ed. México: Mc Graw Hill Education; 2006.

# ANEXOS

## ANEXO 1

### FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS



R=      
A  
\_\_\_\_mm

Anexo 4

MATRIZ DE CONSISTENCIA

TITULO: **DESPROTEINIZACIÓN DENTINARIA CON HIPOCLORITO DE SODIO EN LA RESISTENCIA ADHESIVA DE TRES RESINAS COMPUESTAS EN DIENTES DE BOVINO, HUANCAYO 2017**

ROBLEMA	OBJETIVOS	HIPOTESIS	VARIABLES	INDICADORES	METODOLOGIA
<p><b>Problema General:</b> ¿Cuál es la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con hipoclorito de sodio en las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino Huancayo 2017?</p> <p><b>Problema Específicos:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• ¿Cuál es la resistencia adhesiva de la resina compuesta Filtek Z350XT de 3M Espe con y sin desproteínización dentinaria en los dientes de Bovino, Huancayo 2017?</li> <li>• ¿Cuál es el efecto de la resistencia adhesiva de la resina compuesta Admira de Voco, con y sin desproteínización dentinaria en los dientes de Bovino?</li> </ul>	<p><b>Objetivos Generales:</b> Determinar la resistencia adhesiva según la desproteínización dentinaria con hipoclorito de sodio en las tres resinas compuestas en dientes de bovino, Huancayo 2017.</p> <p><b>Objetivos Específicos:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Determinar la resistencia adhesiva de la resina compuesta Filtek Z350XT de 3M Espe con y sin desproteínización dentinaria en los dientes de Bovino Huancayo 2017.</li> <li>• Determinar la resistencia adhesiva de la resina compuesta Admira de Voco con y</li> </ul>	<p><b>Hipótesis General:</b> H1= Si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino. H0= No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.</p> <p><b>Hipótesis Específicas:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• H1= Si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M) en Dientes de Bovino.</li> <li>• H0= No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta Filtek Z350 XT (3M) en Dientes de Bovino.</li> <li>• H1= Si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con</li> </ul>	<p><b>VARIABLE :</b> Desproteínización dentinaria</p> <p><b>VARIABLE :</b> Resistencia adhesiva de Resinas compuestas</p>	<p>Con Desproteínización Sin Desproteínización</p> <p>Filtek Z350XT de 3M Espe.</p> <p>Admira de Voco.</p> <p>TPH3 Spectrum de Dentsply</p>	<p><b>Método:</b> Científico <b>Tipo:</b> Longitudinal <b>Nivel:</b> Explicativo <b>Población:</b> 30 dientes de bovino <b>Muestra:</b> Censal a toda la población <b>Instrumento:</b> Ficha de recolección de datos <b>Plan de análisis:</b> Descriptivo: mostrando tablas o gráficos con el número y porcentaje. Inferencial: Utilizando pruebas paramétricas y no paramétricas Con el programa de SPSS versión 22 en español.</p>

<ul style="list-style-type: none"> <li>• ¿Cuál es el efecto de la resistencia adhesiva de la resina compuesta TPH3 Spectrum de Dentsply con y sin desproteínización dentinaria en los dientes de Bovino?</li> <li>• ¿Cuál es el efecto de la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino?</li> </ul>	<p>sin desproteínización dentinaria en los dientes de Bovino Huancayo 2017.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Determinar la resistencia adhesiva de la resina compuesta TPH3 Spectrum de Dentsply con y sin desproteínización dentinaria en los dientes de Bovino Huancayo 2017.</li> <li>• Determinar la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino Huancayo 2017.</li> </ul>	<p>resina compuesta Admira (Voco), en Dientes de Bovino.</p> <p>H0= No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta Admira (Voco), en Dientes de Bovino.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• H1= Si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply), en Dientes de Bovino.</li> </ul> <p>H0= No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva según la Desproteínización Dentinaria con resina compuesta TPH3 Spectrum (Dentsply), en Dientes de Bovino.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• H1= Si existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.</li> </ul> <p>H0= No existe diferencia significativa en la Resistencia Adhesiva con y sin Desproteínización Dentinaria de las tres resinas compuestas en Dientes de Bovino.</p>			
--	--	---	--	--	--



