



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

---

---



## **FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA FUERZA ADHESIVA  
GENERADA POR TRES AGENTES CEMENTANTES DE  
DIFERENTE COMPOSICIÓN EN DENTINA RADICULAR  
DESPROTEINIZADA

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N O   D E N T I S T A**

P R E S E N T A:

WILLIE ALDAHIR MANTEROLA JIMÉNEZ

TUTOR: Mtro. JORGE GUERRERO IBARRA

ASESORA: C.D. TERESA BAEZA KINGSTON



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Este trabajo está dedicado al más grande amor de mi vida, mi madre, cuyo inmenso cariño hace que todo sea posible.

A mi hermano, cuyo amor y aprecio por mí seguirá manteniendo en secreto.

A mis amigos, cuya presencia se ha vuelto fundamental en mi vida.

A un viejo amor que perdí sin darme tiempo a pedirle perdón.

A ustedes. Por todo y por tanto.

## AGRADECIMIENTOS

A la **Universidad Nacional Autónoma de México**, por abrirme sus puertas y brindarme la oportunidad de pertenecer a tan maravillosa institución.

A la **Facultad de Odontología**, por darme un lugar en sus instalaciones y por crecer conmigo.

A todas aquellas personas con las que tuve el placer de cruzar caminos durante mi formación profesional; profesores, trabajadores y alumnos.

Mi profundo agradecimiento a todos los doctores del **Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales y Biomateriales** del **DEPeI**, fueron parte importante en la realización de este trabajo.

Mi especial gratitud al **Dr. Jorge Guerrero Ibarra** y la **Dra. Teresa Baeza Kingston** por su apoyo y sus enseñanzas transmitidas.

¡Por mi raza hablará el espíritu!

México, 2016

## ÍNDICE DE CONTENIDO

<b>1. RESUMEN.....</b>	<b>1</b>
<b>2. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>2</b>
<b>3. ANTECEDENTES.....</b>	<b>4</b>
3.1 Sustrato Dentinario.....	4
3.1.1 Composición química.....	4
3.1.2 Unidades estructurales de la dentina.....	5
3.1.2.1 Túbulos dentinarios.....	5
3.1.2.2 Matriz intertubular.....	6
3.1.2.3 Tipos de dentina.....	7
3.1.3 Smear Layer/ Barrillo Dentinario.....	8
3.2 Adhesión.....	10
3.2.1 Energía superficial.....	10
3.2.2 Humectancia.....	12
3.2.3 Ángulo de contacto.....	12
3.2.4 Capilaridad.....	13
3.2.5 Viscosidad.....	14
3.3 Condiciones para la adhesión.....	15
3.4 Adhesión a la estructura dentinaria.....	16
3.4.1 Preparación del sustrato.....	17
3.4.2 Mecanismo de unión.....	18
3.4.3 Capa híbrida.....	18
3.4.4 Tags Intertubulares.....	21
3.5 Avances y estrategias en la adhesión dentinaria.....	23
3.5.1 Degradación de la capa híbrida.....	23
3.5.2 Oxidación/desproteínización del sustrato.....	25
3.5.3 Desproteínización de la capa desmineralizada.....	25
3.6 Adhesión a dentina intraradicular.....	27
3.7 Alcalis/hipoclorito de sodio (NaClO).....	30
3.7.1 Mecanismo de acción.....	31
3.7.2 Efectos del (NaClO) en la composición y estructura dentinaria.....	33
3.8 Sistemas adhesivos.....	35
3.9 Adhesivos autoacondicionantes.....	39
3.10 Cementos adhesivos.....	41

3.10.1 Antecedentes.....	41
3.10.2 Ionómeros de vidrio.....	43
3.10.3 Cementos Resinosos.....	45
3.10.3.1 Cementos de estudio.....	48
<b>4. DISEÑO EXPERIMENTAL.....</b>	<b>55</b>
4.1 Planteamiento .....	55
4.2 Justificación.....	56
4.3 Objetivo General.....	57
4.4 Objetivos Específicos.....	57
4.5 Hipótesis.....	58
4.6 Tipo de estudio.....	58
4.7 Tamaño de la muestra.....	59
4.8 Criterios de inclusión.....	59
4.9 Criterios de exclusión.....	59
4.10 Variables.....	60
<b>5. METODOLOGÍA.....</b>	<b>63</b>
5.1 Material.....	63
5.2 Muestreo.....	64
5.4 Método.....	65
<b>6. RESULTADOS.....</b>	<b>82</b>
<b>7. DISCUSIÓN.....</b>	<b>84</b>
<b>8. CONCLUSIÓN.....</b>	<b>87</b>
<b>9. BIBLIOGRAFÍAS.....</b>	<b>88</b>

# **ESTUDIO COMPARATIVO DE LA FUERZA ADHESIVA GENERADA POR TRES AGENTES CEMENTANTES DE DIFERENTE COMPOSICIÓN EN DENTINA RADICULAR DESPROTEINIZADA**

## **1. RESUMEN**

**Objetivo:** El objetivo de esta investigación fue establecer la fuerza adhesiva de tres agentes cementantes (RelyX U200, RelyX Arc y RelyX Luting2) que presentan las mismas indicaciones a pesar de contar con diferentes composiciones y mecanismos de unión; en base a los resultados se obtuvo al material más indicado para realizar técnicas adhesivas al sustrato radicular.

**Método:** Mediante una prueba mecánica de desalojo por empuje, se midieron y compararon las fuerzas adhesivas de tres cementos resinosos de la casa comercial 3M® (RelyX™ U200, RelyX™ ARC, RelyX™ Luting2). Para dicha prueba se utilizaron 45 dientes unirradiculares divididos aleatoriamente en tres grupos (n=15). Todos los dientes fueron seccionados a nivel coronal para estandarizar su longitud y posteriormente se les realizó tratamiento de conductos con una constante irrigación de NaClO 5.25%. Al finalizar el tratamiento se seccionaron las raíces para obtener dos muestras radiculares una de tercio cervical y otra de tercio medio, teniendo finalmente 30 muestras por grupo. A cada grupo se le asignó aleatoriamente un cemento resinoso para ser colocado dentro de los conductos radiculares, una vez colocados se procedió a desalojar el material utilizando una máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON™. A los valores obtenidos se les aplicó una prueba paramétrica pos hoc de Tukey y ANOVA de una vía.

**Resultados:** El valor promedio más alto obtenido en la prueba fue el del cemento RelyX™ ARC con 16.97MPa, por debajo de este se encontraron los cementos RelyX™ U200 y RelyX™ Luting2 con 15.49MPa y 14.01MPa respectivamente.

**Conclusión:** Con base en los resultados obtenidos se concluyó que independientemente del sistema empleado, los valores de fuerzas adhesivas disminuirán en zonas radiculares por la desmineralización y desnaturalización generada durante el tratamiento endodóntico, sin embargo esto no afectará drásticamente la eficacia de los materiales adhesivos.

## 2. INTRODUCCIÓN

A partir de la segunda mitad del siglo XX hasta la actualidad, la adhesión es probablemente la responsable de las más importantes innovaciones en el ejercicio de la odontología restauradora.

La evolución que han tenido los agentes adhesivos desde sus inicios, se encuentra ligada a la necesidad de mejorar la calidad, longevidad y sellado de las restauraciones dentales así como de simplificar sus técnicas de uso mediante la reducción de pasos clínicos.

Uno de los aspectos más sobresalientes que se ha generado con los agentes adhesivos es la formación de una unidad funcional creada a través de la interacción mecánica y biológica entre un material restaurador y la estructura dentaria, esto sólo se ha logrado a partir de múltiples estudios realizados sobre la composición y microanatomía de los tejidos dentales así como de la fisiología del complejo dentino-pulpar.

A pesar de los avances que se han logrado en los últimos años con los sistemas adhesivos, estos, difícilmente se encontrarán exentos de factores que puedan provocar diversas alteraciones en su estructura, así como en el sustrato. Algunas de estas alteraciones comprometen las propiedades mecánicas de la rehabilitación debido a que dificultan la formación de una adecuada capa híbrida entre la dentina y el adhesivo, además, pueden causar una disminución de “tags” o microretenciones en el tejido; estructuras que son indispensables para mantener la adhesión en dentina debido a la escasa capacidad de los adhesivos para formar uniones químicas.

En el caso particular de restauraciones intraradiculares, debe tomarse en cuenta que existe una mayor posibilidad de alterarse la adhesión dentro del conducto radicular, sobre todo cuando el sustrato se ha visto previamente modificado por un tratamiento endodóncico.



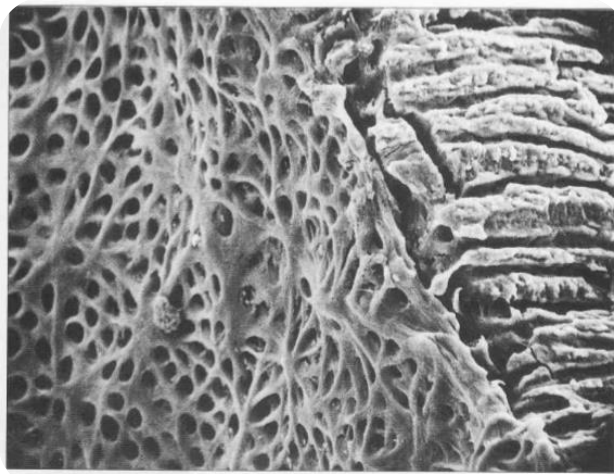
Se puede decir que el sustrato dentinario post-endodóncico es la situación clínica más desfavorable en lo que a adhesión se refiere, debido a la morfología irregular de los conductos que provoca espesores exagerados de material; la permeabilidad radicular que provoca degradación de materiales y formación de interfases; la disposición, nivel y densidad de los túbulos dentinarios; la degradación del colágeno dentinario ya sea por actividad bacteriana, uso de agentes químicos para desinfección o altas temperaturas producidas por la preparación de los conductos con instrumentos rotatorios; la contaminación por “barrillo dentinario”, gutapercha y residuos de cementos endodóncicos en la superficie del conducto radicular; por mencionar algunos factores que intervienen.

En la actualidad, los agentes cementantes adhesivos son los materiales mayormente utilizados para la colocación definitiva de restauraciones indirectas y postes preformados. Estos materiales presentan dos categorías: cementos de ionómero de vidrio y cementos resinosos. Tomando en cuenta que cada agente cementante puede ser mejor que otro para una situación clínica en específico, es necesario recalcar que su máxima eficacia estará relacionada con los conocimientos que el profesional tenga sobre las características individuales del material que utilizará, así como de las características químicas y estructurales del sustrato con el cual va a interactuar y de las posibles modificaciones que se puedan generar en este durante los procedimientos clínicos que realice. Sólo comprendiendo esto, el clínico tendrá el suficiente discernimiento para seleccionar y utilizar de forma racional los materiales adhesivos en un sustrato tan complejo como lo es la dentina.

### 3. ANTECEDENTES

#### 3.1 SUSTRATO DENTINARIO

La dentina es un tejido conectivo mineralizado de origen ectomesenquimático que constituye el mayor volumen de todos los órganos dentarios. Su estructura se compone principalmente por una matriz mineralizada que presenta conductos (túbulos dentinarios) que mantienen la comunicación con el tejido pulpar. **(Fig 1.)**



**Figura 1.** Origen de los túbulos dentinarios desde la cavidad pulpar y sección longitudinal de los mismos. MEB. x 1300.<sup>2</sup>

##### 3.1.1 COMPOSICIÓN QUÍMICA

La dentina es una mezcla biológica con aproximadamente un 18% de materia orgánica (colágeno), un 12% de agua y un 70% de materia inorgánica (cristales de hidroxiapatita). Aunque se asume esta composición general para la dentina, existen variaciones entre las distintas regiones de la misma.<sup>1</sup>

**COMPONENTES ORGÁNICOS:** El colágeno representa el mayor componente orgánico de la estructura dentinaria. Se considera que el colágeno es una familia de moléculas proteicas estrechamente relacionadas pero genéticamente distintas, por lo que se describen alrededor de 10 diferentes tipos. Sin embargo, no todos se

encuentran presentes en una misma estructura, el más común es el colágeno tipo I, mismo que representa el 90% total de la matriz orgánica del diente. Los tipos III, IV, V y VI, aunque en mínimas cantidades, también están presentes, principalmente en dentina opalescente, peritubular, intratubular y en momentos iniciales de la odontogénesis. El otro 10% está compuesto por glucoproteínas no colágenas, entre ellas destacan 4; la fosfoforina dentinaria, la sialoproteína dentinaria, la sialofosfoproteína dentinaria y la proteína de la matriz dentinaria 1. Los proteoglucanos, formados por proteínas y glucosaminoglucanos, están también presentes en la matriz dentinaria. El condroitín 4-sulfato y el condroitín 6-sulfato son los más frecuentes.<sup>2</sup>

**COMPONENTES INORGÁNICOS:** La dentina presenta cristales de hidroxapatita ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) de menores dimensiones con respecto a los de esmalte, cemento y hueso. Estos se disponen de forma paralela entre las fibras colágeno. La matriz inorgánica contiene una fracción mineral compuesta por fosfatos amorfos, carbonatos, sulfatos y oligoelementos como flúor, cobre, zinc, hierro y magnesio.<sup>1, 2</sup>

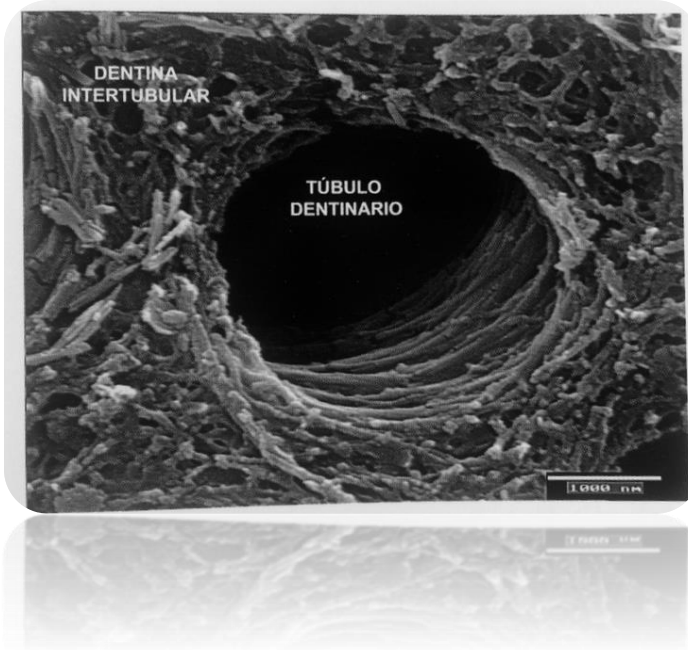
### 3.1.2 UNIDADES ESTRUCTURALES DE LA DENTINA

#### 3.1.2.1 TÚBULOS DENTINARIOS:

Los túbulos dentinarios son tubos huecos dentro de la dentina rellenos de líquido tisular y prolongaciones odontoblásticas, estas estructuras hacen a la dentina porosa, permeable y son los responsables de su vitalidad y la constante humedad del tejido. Cada túbulo dentinario puede dividirse y subdividirse en su interior y en la unión amelodentinaria para conformar un sustrato imbricado e integrado, constituido por una red arboriforme de sostén de muchos brazos. **(Fig 2.)**<sup>3</sup>

El número y el diámetro de los túbulos varía según la proximidad con la pulpa, su localización en el diente y la edad del paciente. En promedio, la dentina superficial presenta 20,000 túbulos/mm<sup>2</sup> con 0.9µm de diámetro; la dentina media 29,000 túbulos/mm<sup>2</sup> con 1.2µm de diámetro y la dentina profunda 45,000 túbulos/mm<sup>2</sup>

con 2.5 $\mu$ m de diámetro. Circunscribiendo cada túbulo está la dentina peritubular, que es extremadamente mineral y se encuentra compuesta por sustancias no colágenas, tales como glicoproteínas, proteoglicanos, lípidos e hidroxiapatita. Su proceso de formación es continuo y puede ser acelerado por estímulos en el medio provocando reducción del diámetro en el túbulo hasta llegar a obliterar al mismo (dentina esclerótica). Este proceso se observa por lo general en el tercio apical de la raíz. <sup>4, 5</sup>



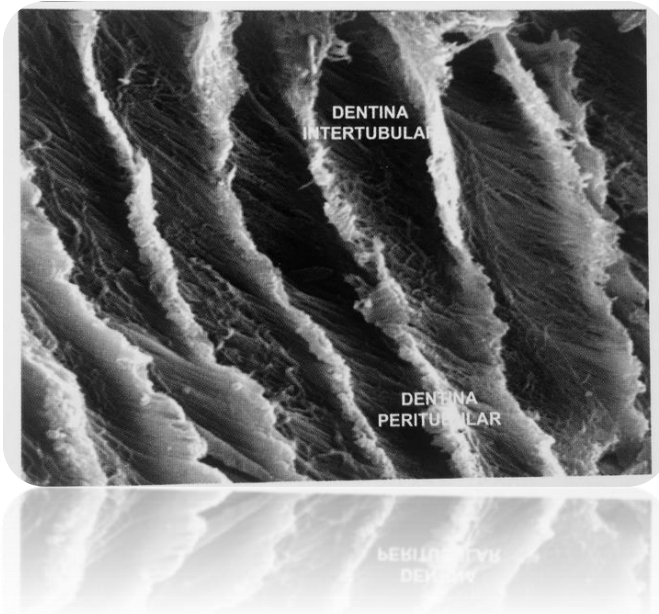
**Figura 2.** Túbulo dentinario en dentina profunda, seccionado horizontalmente, MEB.<sup>3</sup>

El fluido dentinario es un ultrafiltrado de los capilares pulpares, ingresa a la dentina debido a la presión pulpar (10.3mmHg aprox.) ocupando el estrecho espacio existente entre la pared del túbulo y la prolongación odontoblástica. Este fluido intratubular rico en sodio contiene fibras nerviosas amielínicas y está compuesto por proteoglicanos, tenascina, albúmina, alfa 2HS, transferina y colágeno tipo V.<sup>5, 6</sup>

### 3.1.2.2 MATRIZ INTERTUBULAR

Se distribuye entre las paredes de los túbulos dentinarios y constituye la mayor parte de la dentina. Esta matriz varía según la profundidad en el diente que se analice, representa el 86% de la totalidad del tejido en las proximidades de la unión amelodentinaria, para decrecer al 18% en las inmediaciones de la pulpa. Se

compone fundamentalmente de fibras colágeno entre las cuales se depositan los cristales de hidroxapatita. **(Fig 3.)**



**Figura 3.** Dentina intratubular y peritubular de un túbulo dentinario seccionado longitudinalmente, MEB. x 10,000.<sup>3</sup>

### 3.1.2.3 TIPOS DE DENTINA

La dentina no es un tejido homogéneo ya que presenta diferentes características dependiendo la zona de esta que se estudie. Comúnmente se le clasifica de manera histotopográfica, y se consideran las siguientes zonas:

- **DENTINA PRIMARIA:** (Dentina del manto) Primera dentina sintetizada, ubicada por debajo del esmalte y cemento. Los mecanismos de mineralización de esta dentina son globulares por lo que no se da una aposición durante su formación, como consecuencia se considera una dentina menos mineralizada.
- **DENTINA SECUNDARIA:** (Dentina circumpulpar) Depositada después de la formación de la dentina primaria, forma el mayor volumen de la dentina. Se extiende hasta la predentina y sigue el mismo patrón tubular, aunque de forma mucho menos regular. Se caracteriza por contener fibrillas colágenas más delgadas dispuestas irregularmente.
- **DENTINA TERCIARIA:** (Dentina esclerótica) Se deposita como respuesta a

un estímulo químico, físico o biológico. No sigue un patrón uniforme, su calidad y cantidad dependerá de la duración del estímulo.

- **PREDENTINA:** Capa de dentina sin mineralizar situada entre los odontoblastos, de espesor variable y que se encuentra rodeando todo el tejido pulpar. Está constituida por matriz orgánica rica en componentes azufrados y fibras colágenas de tipo III. Es la primera capa de matriz extracelular y a medida que esta se calcifica, los odontoblastos forman nueva predeentina. Esto constituye la fuente de producción continua de dentina.

### 3.1.3 SMEAR LAYER/BARRILLO DENTINARIO

Durante el proceso de corte de esmalte y/o dentina que se realiza para la conformación de cavidades, preparaciones protésicas o trabajo biomecánico endodóntico, ya sea de manera rotatoria o mediante instrumentación manual, se producirá una contaminación de la superficie por la formación de una capa desorganizada y amorfa compuesta por restos de la matriz colágena mineralizada, partículas inorgánicas, saliva, células sanguíneas y microorganismos. Esta, es denominada smear layer o barrillo dentinario. **(Fig 4.)**<sup>7, 8</sup>

Cuando los restos que conforman el barrillo dentinario ingresan al interior de los túbulos por un fenómeno similar a la capilaridad, se constituyen los “smear plugs”, que son estructuras que pueden alcanzar los 110µm.<sup>7, 9</sup>

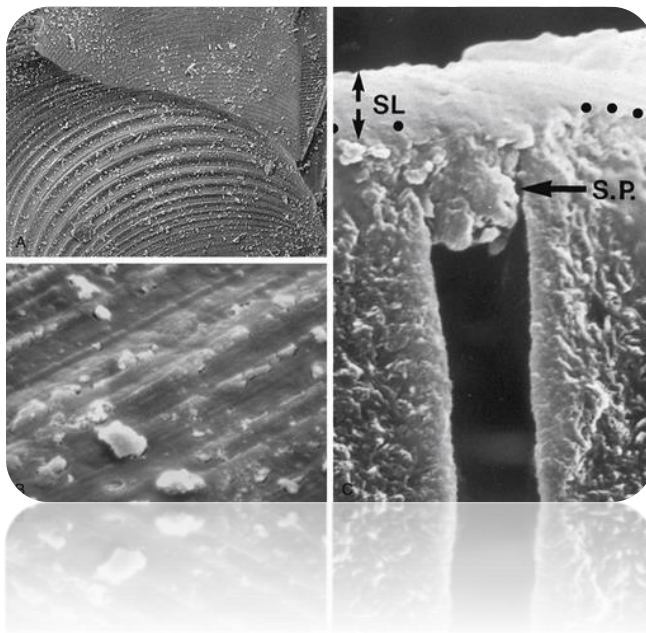
El espesor del barrillo superficial o “smear on” varía de 0.5 a 5µm, según el tipo de instrumento de corte empleado, velocidad de corte, refrigeración empleada y región de la dentina preparada.<sup>7</sup>

Inicialmente se llegó a pensar que el barrillo dentinario podría actuar como una barrera a la permeabilidad del túbulo dentinario, limitando así la penetración de bacterias y toxinas al tejido. Sin embargo, se ha comprobado su capacidad de disminuir la permeabilidad dentinaria sólo en un 86%, esto debido a que presenta porosidades y microcanales entre sus partículas que permiten la salida del fluido

dentinario, así como la entrada de microorganismos y toxinas nocivas a la pulpa.<sup>7,</sup>

10

Esta capa es altamente propensa a ser hidrolizada ya sea por fluidos pulpares-dentinos o por fluidos originados de la microinfiltración marginal, provocando consecuentemente la degradación de los materiales restauradores. Además, al aislar el sustrato de la dentina subyacente, dificulta la interacción de los agentes adhesivos directamente con la dentina.<sup>4</sup>



**Figura 4.** Barrillo dentinario sobre dentina profunda y dentro de un túbulo dentinario seccionado longitudinalmente. MEB.<sup>10</sup>

## 3.2 ADHESIÓN

La adhesión es un mecanismo que se emplea para unir y mantener en contacto íntimo materiales de diferente composición. Este mecanismo se clasifica en dos tipos dependiendo sus características: adhesión física o adhesión química. <sup>11</sup>

**FÍSICA:** Este tipo de adhesión es aquella que exclusivamente se logra por traba mecánica, es decir, las partes a unir se mantendrán en contacto debido a una traba generada por las irregularidades que presentan en su superficie. Estas irregularidades pueden ser macroscópicas o microscópicas, naturales o inducidas, e impedirán el desplazamiento o separación de las superficies. <sup>3, 11</sup>

**QUÍMICA:** En este tipo de adhesión, las partes a unir se mantienen en contacto debido a la fuerza lograda por la formación de uniones químicas (interatómicas), ya sean primarias (enlaces iónicos, covalentes y metálicos) o secundarias (puentes de hidrógeno y dipolos oscilatorios).<sup>3, 11</sup>

Independientemente del mecanismo que se emplee para generar adhesión, es imprescindible que previamente se logre una correcta e íntima adaptación entre las partes a unir.

Para comprender el fenómeno adhesivo es necesario tomar en cuenta que existen diversos principios físicos que intervienen en su consecución. Los cuales son los siguientes:

### 3.2.1 ENERGÍA/TENSIÓN SUPERFICIAL

Este concepto se define como el aumento de energía por unidad de área en la superficie de la materia.

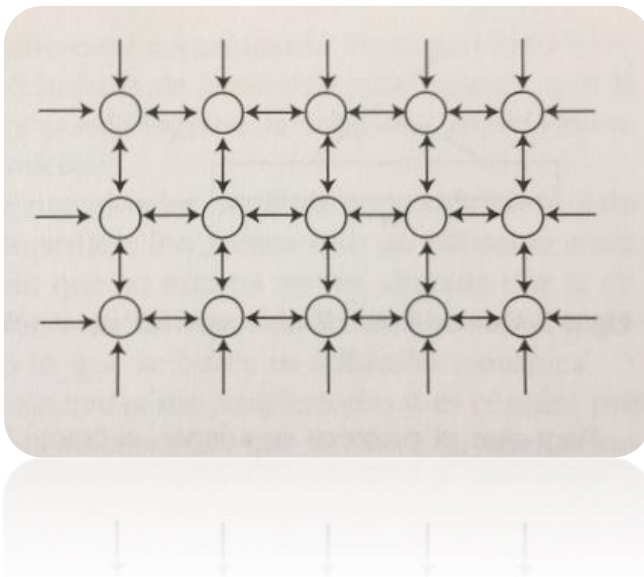
Para comprender este concepto, es necesario recordar que los átomos y/o moléculas se unen entre sí para constituir la materia y sus estados. La atracción



que se genera entre átomos y/o moléculas difiere del interior de la masa de un cuerpo a la de su superficie.

Este tipo de energía está presente tanto en los sólidos, donde es denominada energía superficial, así como en los líquidos, en cuyo caso se le denomina tensión superficial. Ambas están determinadas por sus fuerzas cohesivas, es decir por fuerzas de valencia o uniones químicas “sobrantes” en la superficie del cuerpo. <sup>12,</sup>  
13

Para ejemplificarlo de una forma más clara, se puede decir que un sólido presenta “moléculas internas”, es decir moléculas que estará completamente rodeadas por otras que conforman a dicho sólido. Sin embargo aquellas que se encuentran en la periferia “moléculas externas”, presentarán caras o “enlaces” libres lo que provoca que la superficie del sólido tenga fuerzas cohesivas libres y lo induzca a atraer otras sustancias.(Fig 5.)<sup>12</sup>



**Figura 5.** Ejemplificación de las moléculas presentes en un sólido.<sup>12</sup>

Consecuentemente, tanto la energía superficial como la tensión superficial son manifestaciones de energías libres en las superficies de un sólido o un líquido, respectivamente.

### 3.2.2 HUMECTANCIA

La adhesión dependerá de la capacidad de un líquido para distribuirse en toda la superficie de un sólido, el líquido actuando como adhesivo y el sólido como superficie adherente. Esta propiedad recibe el nombre de humectancia y está influida por la limpieza de la superficie, la energía superficial del sólido y la tensión superficial del líquido.<sup>13, 14</sup>

Mientras más baja sea la tensión superficial de un líquido frente a un sólido de alta energía superficial, mejor lo humectará o mojará; e inversamente, una alta tensión superficial del líquido y una baja energía superficial del sólido, impedirá que el líquido moje al sólido y más bien tienda a formar gotas sobre su superficie.

La humectancia es importante debido a lo complicado que es conseguir que dos superficies sólidas se adhieran; a pesar de lo lisas que parezcan, microscópicamente sus superficies son muy rugosas por lo que al mantenerlas en aposición sólo estarán en contacto sus elevaciones o irregularidades. Para superar esta dificultad se utiliza un líquido con dicha propiedad para que fluya en estas irregularidades y produzca el mayor contacto posible del área superficial.<sup>13</sup>

### 3.2.3 ÁNGULO DE CONTACTO

El ángulo de contacto es aquel que se forma cuando un líquido está en contacto con un sólido y dependerá de las características de cada uno. En ambos existe una energía superficial dada por las fuerzas cohesivas no compensadas. Ellas tienden a atraer hacia sí lo que se coloca en contacto y a su vez, si son fuertes, no dejan que el material sea atraído por otro. El ángulo formado por la superficie “humectada” y la superficie marginal del líquido indican la capacidad de “humectancia” en este líquido en particular. Como se muestra en la **Fig. 6**, mientras mayor sea la capacidad de humectancia, menor será el ángulo de contacto.<sup>12, 14</sup>



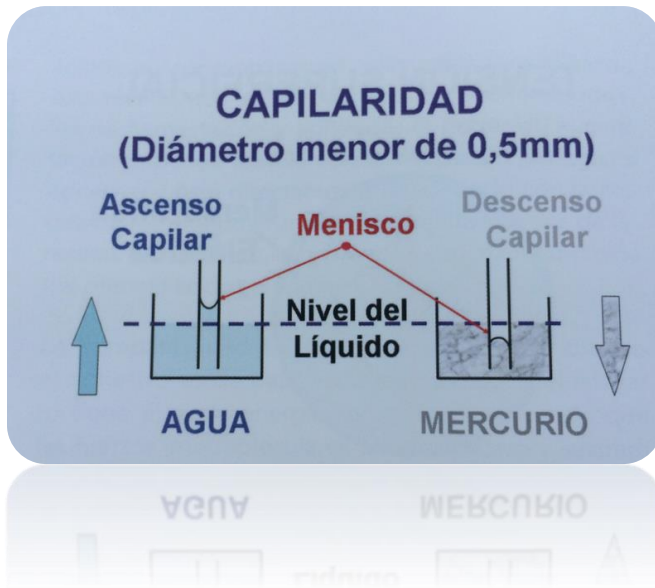
**Figura 6.** Humectancia y ángulo de contacto.<sup>3</sup>

### 3.2.4 CAPILARIDAD

Es un fenómeno que resulta de la interacción de fuerzas adhesivas y cohesivas, se presenta en la línea de separación de un líquido, con un gas, dentro de un tubo capilar(sólido).<sup>3, 14</sup>

La superficie de un líquido en reposo, está en un plano horizontal, regido por la fuerza de gravedad. En cambio, la superficie de un líquido en el interior de un tubo capilar, si bien está en un plano horizontal, no lo está a la misma altura del líquido en el cual está sumergido y forma lo que se conoce como un menisco cóncavo o convexo dependiendo de la capacidad de humectancia del líquido y de la relación de fuerzas cohesivas/adhesivas. **(Fig 7.)**

Del mismo modo, el líquido asciende o desciende en el interior del capilar hasta que alcanza una situación de equilibrio. Dicha situación depende de la tensión superficial y capacidad de humectancia del líquido.<sup>3</sup>



**Figura 7.** Capilaridad en dos diferentes líquidos.<sup>3</sup>

### 3.2.5 VISCOSIDAD

Es una propiedad física característica de todos los fluidos que emerge de las colisiones entre las partículas del fluido que se mueven a diferentes velocidades, provocando una resistencia a su movimiento.

Cuando un fluido se mueve forzado por un tubo, las partículas que lo conforman se mueven más rápido cerca del eje longitudinal del tubo, y más lentas cerca de las paredes. Por lo tanto, es necesario que exista una tensión cortante (diferencia de presión) para superar la resistencia de fricción entre las capas de un líquido, y que el fluido se siga moviendo por el tubo.

Cuanto mayor sea el movimiento de sus partículas; mayor será la fluidez de un líquido y mayor también su capacidad de penetrar en espacios finos, esta capacidad facilita los fenómenos de adhesión.<sup>14</sup>

### 3. 3 CONDICIONES PARA LA ADHESIÓN

Para lograr una adecuada adhesión, como ya se planteó, es necesario que se cumplan ciertas condiciones tanto en el adherente (sólido) como en el adhesivo (líquido).

#### ADHERENTE

Conviene que la superficie del sólido tenga elevada energía superficial libre de contaminantes (material orgánico, humedad, etc.) ya que impiden que esta se manifieste correctamente.

Una superficie lisa facilita que un adhesivo moje sobre ella en forma continua y sin que su marcha se vea alterada por la dificultad de desplazar el aire presente en rugosidades. No obstante, algunas rugosidades son deseables si lo que se busca es una adhesión mecánica.<sup>12, 14</sup>

#### ADHESIVO

Idealmente debe presentar viscosidad y tensión superficial bajas para que sea atraído fácilmente a la superficie y fluya libremente sobre ella.

De ser necesaria la transformación a estado sólido del adhesivo, este deberá endurecer con nula o escasa contracción para asegurar la adaptación.

Además es importante evitar que el sistema experimente cambios dimensionales, térmicos o cargas excesivas ya que se pueden generar suficientes tensiones en la interfaz para romper la adhesión. Debido a lo anterior es indispensable que las propiedades mecánicas del adhesivo sean capaces de acompañar las deformaciones que se presenten en las superficies.<sup>12, 14</sup>

### 3.4 ADHESIÓN A LA ESTRUCTURA DENTINARIA

En los últimos años han tenido que obrarse múltiples variaciones, que sin duda continuarán efectuándose probablemente durante mucho tiempo en los materiales y procedimientos necesarios para lograr una adhesión dentinaria confiable y perdurable. Esto es debido a que los principios que generan adhesión, aplicados a este sustrato, se ven obstaculizados por diversos factores que complican el proceso y afectan la calidad adhesiva.<sup>3</sup>

Entre estos, podemos mencionar los siguientes:

- La composición de la dentina no es homogénea; la proporción de componentes orgánicos e inorgánicos es diferente en toda la estructura, y un material que se adhiera a la parte orgánica puede no adherirse a la inorgánica.
- La preparación de cavidades y conductos radiculares genera residuos microscópicos que cubren las superficies, contaminándolas y reduciendo su permeabilidad así como la capacidad de humectancia de los adhesivos. Aunado a esto, los espacios reducidos en las preparaciones y la anatomía de los conductos radiculares, con irregularidades y anfractuosidades, dificultan la eliminación de los residuos generados, además de que limitan el acceso con los sistemas adhesivos.<sup>12, 15</sup>
- Debido a su morfología, la dentina mantiene de manera constante un intercambio de líquidos a través de sus componentes. Esto dificulta que se controle adecuadamente la cantidad de humedad remanente dentro de las preparaciones cavitarias y del conducto radicular. Se tiene que aceptar la presencia de por lo menos una capa única de agua sobre la superficie, lo cual reduce la energía superficial y predispone al adhesivo a reaccionar con ella o humedecer la superficie, mejor que el agua presente sobre y dentro de la estructura dental.<sup>12, 13</sup>
- La remanencia de productos químicos como los oxidantes (peróxido de hidrógeno), desinfectantes (clorhexidina, hipoclorito de sodio), etc.,

utilizados previos al tratamiento restaurativo pueden interferir con el mecanismo adhesivo.<sup>15</sup>

Aunque los sistemas adhesivos han avanzado notablemente, la meta final se vislumbra aún lejana. A pesar de que los fabricantes han tratado de superar los factores antes mencionados principalmente mediante el desarrollo de productos que permitan operar en medio húmedo e interactuar con el componente orgánico, la adhesión a dentina sigue siendo bastante impredecible. Sin embargo, a lo largo de los años, diversos investigadores han planteado soluciones que han permitido mejorar sustancialmente la calidad adhesiva de los productos.

#### 3.4.1 PREPARACIÓN DEL SUSTRATO

Se reconoce universalmente como la piedra angular de la adhesión dental al legado de Michael Buonocore, quien en 1955 propuso el tratamiento de la superficie del esmalte con ácido fosfórico (originalmente 85%). Dicho ácido actuaba disolviendo selectivamente los extremos de los prismas del esmalte en la superficie, lo que consigue una superficie porosa e irregular capaz de ser mojada y penetrada por una resina fluida, de baja viscosidad. Dicha rugosidad de la superficie puede identificarse en tres tipos de relieve, conocidos como patrones de grabado: Tipo I caracterizado por exhibir la disolución del centro de los prismas. Tipo II afectando únicamente la periferia del prisma, y el Tipo III, el más frecuente, muestra estrías completamente irregulares y sumamente tenues, confiriendo el más bajo potencial de adhesividad.<sup>3</sup>

Al hallazgo de Buonocore, se sumó Rafael Bowen con la obtención de la molécula NPG-GMA (N-fenil-glicidil-metacrilato) capaz de adherirse al diente acondicionado con ácido. Dicho monómero es considerado como uno de los primeros adhesivos dentinarios existentes.<sup>16</sup>

Sin embargo, a finales de los años setenta, Fusayama hace referencia a las primeras pruebas de un sistema que poseía en su composición monómeros como

el Bis-GMA (Bisfenol-glicidil-metacrilato), material que continúa siendo la base de la mayoría de los biomateriales que comúnmente conocemos como “resinas compuestas”. De igual forma, en 1980 Fusayama instauró el procedimiento denominado “grabado total”, destacado no sólo por grabar esmalte sino extenderlo a la dentina para así eliminar el barro dentinario y permitir el ingreso del adhesivo en los túbulos dentinarios quedando trabado mecánicamente dentro de ellos luego de su polimerización. <sup>4</sup>

### 3.4.2 MECANISMOS DE UNIÓN

La unión micromecánica de los sistemas adhesivos actuales se basa en la formación de dos estructuras importantes, la “capa híbrida” y los “tags intertubulares”.

### 3.4.3 CAPA HÍBRIDA

La "Capa Híbrida" es un hallazgo microscópico realizado por Nakabayashi en 1982 y es una microestructura que se forma en la dentina a partir de la penetración de una resina en los nanoespacios que quedan entre las fibras de colágeno desnaturalizadas y expuestas por la acción de un ácido en la superficie dentinaria. Al polimerizar la resina, las fibras colágenas quedan atrapadas en ella, creando una estructura mixta compuesta por colágeno de la dentina y resina del adhesivo. **(Fig 8.)**<sup>17</sup>

La técnica planteada por Nakabayashi que suponía la formación de la capa híbrida establecía un acondicionamiento de la superficie dentinaria con una solución denominada 10.3 (10% ácido cítrico y 3% de cloruro férrico) y posteriormente la aplicación de un adhesivo basado en 4-META (4-methacriloyoxiethyltirmellitate anhidryde). <sup>3</sup>

La correcta formación y funcionamiento de esta capa híbrida va a depender de dos factores:

1. Impregnación adecuada de las fibras de colágeno.



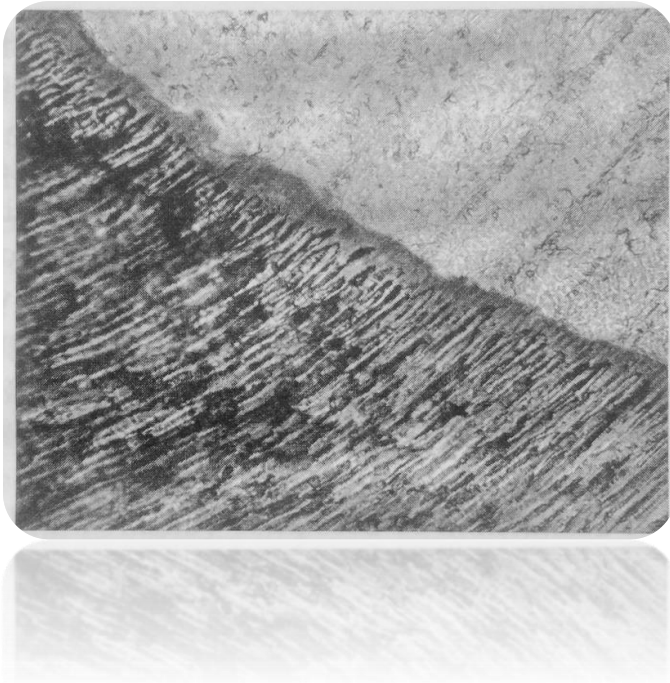
2. Adecuado grosor de la capa de adhesivo que permita amortiguar en cierto modo las fuerzas que sobre el se van a ejercer.

Estos a su vez dependerán de que se cumplan algunos requisitos tanto en el sustrato como en el producto adhesivo a utilizar.

- a) Grosor de la capa desmineralizada: Nakabayashi plantea que profundidades de desmineralización de 1-2 $\mu$ m son suficientes para conseguir cifras de adhesión adecuadas además facilitan la infiltración completa de los monómeros siempre y cuando la matriz de colágeno no colapse. En el caso que una camada muy grande de colágeno sea expuesta por el acondicionamiento, el adhesivo puede no ser capaz de impregnar totalmente la red colágena, quedando desprotegida y con posibilidad de ser hidrolizada, comprometiendo la adhesión.<sup>4, 17</sup>
- b) Colapso de las fibras de colágeno: Debido a su naturaleza, después de un acondicionamiento ácido, la dentina presentará espacios interfibrilares llenos de agua. Si esta superficie se somete a un secado profuso, las fibras de colágeno colapsan y forman una capa superficial muy compacta que dificulta la difusión de los monómeros. Para solucionar este problema es necesario mantener un grado de humedad en el sustrato durante un procedimiento adhesivo. En nuestros días, los sistemas adhesivos emplean una “técnica húmeda” donde su mayor inconveniente radica en la dificultad que supone mantener el equilibrio hídrico correcto.<sup>17</sup>
- c) Capacidad de difusión intrínseca de los adhesivos: Depende de los componentes monoméricos del adhesivo, peso molecular y presencia de nanorelleno, que por un lado mejoran sus propiedades mecánicas y por otro reducen su fluidez.
- d) Humedad: La naturaleza húmeda del sustrato presenta varios inconvenientes, sin embargo las técnicas adhesivas han intentado aprovechar el agua para mantener las fibras de colágeno erguidas y así conseguir una mejor hibridación entre sustrato y dentina. Sin embargo, cuando la humedad es excesiva, se puede crear un deterioro de la interfase

por la separación de los componentes del adhesivo, resultando en la presencia de espacios vacíos conteniendo glóbulos de resina en el interior de la capa adhesiva. La existencia de estos vacíos, al verse sometidos a tensiones generadas por contracción de polimerización o por cargas oclusales puede provocar fallas en la interfase y por ende fracaso de la restauración. <sup>4</sup>

- e) Tiempo: Para que se produzca una buena impregnación del colágeno y "tags" de longitud adecuada es necesario que el adhesivo esté colocado el tiempo suficiente sobre el sustrato sin que lo sequemos o lo polimericemos.



**Figura 8.** Formación de la capa híbrida mediante un sistema de grabado ácido en dentina intraradicular, LM. 100x.<sup>27</sup>

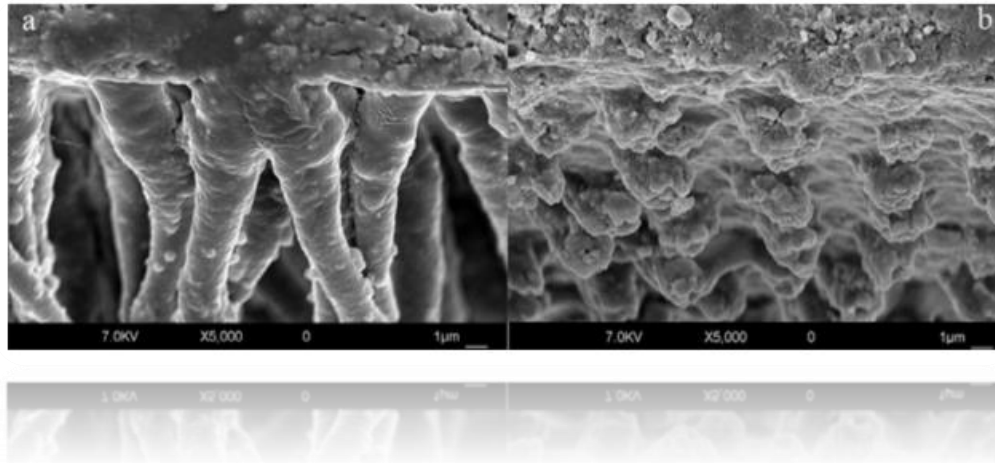
#### 3.4.4 TAGS INTERTUBULARES

La matriz de la dentina peritubular contiene menos colágena y una proporción elevada de proteoglicanos. Debido a esto, se disuelve con mayor rapidez en un medio ácido en comparación a una dentina intertubular, provocando una mayor apertura de los túbulos dentinarios durante los procedimientos de acondicionamiento ácido.<sup>6</sup>

Posterior al acondicionamiento los túbulos presentan embocaduras amplias y alargadas por la disolución más intensa de la dentina peritubular. Al ser impregnados con monómeros, estos penetran por los espacios nanométricos al interior de los túbulos formando estructuras conocidas como tags de resina.<sup>4</sup> **(Fig 9.)**

La formación de tags, también dependerá de que se cumplan ciertas características en el adhesivo y el sustrato:

- a) Hidrofilia, fluidez y viscosidad de la resina: La hidratación que mantiene la superficie dentinaria hace necesario que los componentes del adhesivo interactúen adecuadamente con el agua y que presenten una fluidez que les permita penetrar fácilmente por los túbulos dentinarios. Situación que dependerá de la presencia o no de nanorelleno inorgánico.
- b) Tipo de dentina: Con la técnica adhesiva se debe potenciar el mecanismo más favorable para el sustrato que se presente. Por sus características morfológicas, en una dentina superficial funcionarán mejor adhesivos que formen una inmejorable capa híbrida, mientras que en una dentina profunda tendrá más protagonismo la formación de tags.



**Figura 9.** FEI-SEM, dos microfotografías de la formación de una capa híbrida. Una con un sistema de grabado ácido y otra con un sistema autoacondicionante.<sup>18</sup>

### 3.5 AVANCES Y ESTRATEGIAS EN LA ADHESIÓN DENTINARIA

A través de los años, conjuntamente con la aparición de nuevos sistemas adhesivos, se han desarrollado diversas corrientes para lograr la adhesión a dentina, cada una con variable éxito clínico y no ajustable a todos los sistemas adhesivos, pues en ciertos casos no se logran mejoras e incluso pueden ser contraproducentes.

#### 3.5.1 DEGRADACIÓN DE LA CAPA HÍBRIDA

Actualmente la formación de la capa híbrida sigue siendo el sustento de la adhesión a pesar de que las técnicas empleadas para lograr su consecución son susceptibles a presentar deficiencias.

Recientemente se ha comprobado que la capa híbrida tiende a degradarse independientemente de la calidad con la que se haya formado, y a causa de factores no totalmente dilucidados, aunque se ha relacionado con la disolución pasiva de la resina producida por fenómenos de hidrólisis, así como por la degradación de colágeno generada por la acción enzimática de las metaloproteinasas dentinarias (MMP), enzimas endógenas de la saliva y de la matriz dentinaria mineralizada; que son liberadas y activadas por el descenso de pH ocasionado durante el acondicionamiento ácido y por la presencia de iones metálicos como el calcio y el zinc.<sup>18, 19, 20</sup>

A pesar del enfoque adhesivo, el resultado de la interacción resina-dentina es, a menudo, la hibridación incompleta de la superficie dentinaria. El colágeno expuesto en el área más profunda de la capa híbrida se torna vulnerable a la degradación hidrolítica y proteolítica. También es susceptible a otros factores promotores de la degradación, como puede ser, el calor friccional desarrollado por el instrumental rotatorio, la actividad del solvente residual del adhesivo, la acción potencial de enzimas colagenolíticas de origen bacteriano y de origen endógeno

como las MMP que son activadas y liberadas a lo largo del tiempo.<sup>3, 18</sup>

Esta capa de dentina desmineralizada y desprotegida que permanece en la base de la interfaz resina-dentina permite la difusión de fluidos hacia la capa híbrida a través de defectos interconectados y porosidades; fenómeno al cual se le denomina “nanofiltración”.<sup>18, 19, 21</sup>

La difusión de agua desde el exterior hacia áreas de porosidad interna y áreas del polímero donde se localizan las moléculas hidrófilas juega un papel importante. La nanofiltración puede acelerar el proceso de degradación de la interfaz, contribuyendo así a la pérdida de resistencia adhesiva. El camino trazado por la penetración del agua adopta una configuración semejante a las ramas de un árbol por lo que también se le denomina “water treeing” y es reconocido como la primera señal de degradación de los polímeros por hidrólisis.<sup>18, 19, 21</sup>

Para contrarrestar la degradación orgánica de la capa híbrida se inició la tendencia de incluir la aplicación de clorhexidina después del grabado ácido y antes de lograr la hibridación, bloqueando el fluido dentinario y disminuyendo la permeabilidad de la dentina, al ocluir sus túbulos merced a la formación de cristales de oxalato de calcio; de esta forma, los adhesivos no compiten por espacio en la capa híbrida con el fluido dentinario y con el tiempo su flujo hacia dicha capa cesa o disminuye, interrumpiendo dicho deterioro y aumentando así la longevidad de la capa híbrida.  
<sup>18, 19, 21</sup>

Incluso se ha intentado asociar clorhexidina con etanol y aplicar alcohol absoluto posterior al grabado ácido, seguido de adhesivos altamente hidrofóbicos (BisGMA), en sustitución de los adhesivos hidrófilos, asimismo, mediante otros compuestos experimentales inhibidores de las MMP, ideados específicamente para tal fin.<sup>18, 22, 23</sup>

### 3.5.2 OXIDACIÓN / DESPROTEINIZACIÓN DEL SUSTRATO

La dentina también puede ser acondicionada y activada por oxidación-desproteización a través de la aplicación de hipoclorito de sodio en distintas concentraciones para lograr la eliminación parcial del componente orgánico-proteico-colagenoso, creando espacios en el mineral dentario por donde difunden y quedan adheridos los monómeros hidrófilos-hidrófugos para formar una capa intermedia por desproteización. Asimismo se plantea desproteizar el sustrato posterior a un acondicionamiento ácido y aplicar monómeros hidrófilos e hidrofóbicos para alcanzar adhesión por contacto.<sup>20, 24</sup>

### 3.5.3 DESPROTEINIZACIÓN DE LA CAPA DESMINERALIZADA

Diversos estudios de laboratorio han puesto en contradicho que la traba micromecánica del adhesivo en la red de fibras colágenas (hibridación) sea el principal mecanismo que sustenta la adhesión dentinaria. Se ha mencionado que la superficie mineral de la dentina, parcialmente desmineralizada, localizada en la base de la zona de colágeno expuesto juega un papel más importante. Afirman que mediante mecanismos de adhesión específica y elevación de propiedades físicas como la tensión superficial, se obtienen mejores resultados a largo plazo.<sup>3, 4</sup>

Por otro lado, se ha mencionado que una de las mayores complicaciones que acarrea la capa híbrida es la inevitable “nanofiltración”, situación que puede provocar fallos a dos niveles en la capa híbrida:

1. En la zona más próxima a la base mineral de la dentina: Comúnmente se adjudica este fallo a un defecto en la penetración del adhesivo que deja desprotegidas a las fibras colágenas en zonas profundas o inclusive a la degeneración natural del colágeno.<sup>17</sup>
2. En la zona alta de la capa híbrida, próxima a la resina: Debido a la alta concentración de compuestos orgánicos lábiles (fibras colágenas), se reduce la proporción de resina adhesiva.

A partir de estas observaciones, fue propuesta la aplicación sobre la malla colágena de sustancias capaces de disolver materia orgánica, exponiendo una superficie rica en apatita y muy porosa, de forma semejante al esmalte. Para tal fin, se ha propuesto el uso de soluciones de hipoclorito de sodio, ácido ascórbico o colagenasa. Se ha denotado que dicho procedimiento no disminuye la resistencia adhesiva y más bien puede eventualmente favorecerla debido a que la superficie que se obtiene permite la formación de tags más largos con posibles ramificaciones laterales. Sin embargo, también se ha encontrado que a tiempos largos de desproteinización de la superficie, disminuyen notablemente las fuerzas de adhesión. <sup>20, 25, 26</sup>

Nuevas investigaciones pueden acarrear avances en la adhesión dental y posibles modificaciones a las técnicas que actualmente empleamos.

Dichos esfuerzos por mejorar la adhesión dentinaria, probablemente marcarán la pauta para los nuevos productos que la industria ponga en el mercado odontológico en un plazo mediano.



### 3.6 ADHESIÓN A LA DENTINA INTRARADICULAR

Al igual que la dentina coronal, la dentina radicular es un tejido heterogéneo; presenta túbulos que se extienden desde la pulpa hasta la periferia de la dentina, la cantidad de túbulos disminuye gradualmente hacia la región apical y consecuentemente la proporción entre la dentina peritubular e intratubular variará entre las regiones radiculares.

Se ha llegado a pensar que estas variaciones morfológicas pueden inducir positivamente en el patrón adhesivo, al reducir la formación de tags de resina y aumentar la infiltración intratubular. Esta característica debería crear mayores zonas de hibridación y por ende incremento en las fuerzas adhesivas, sin embargo, la adhesión al sustrato disminuye drásticamente hacia regiones apicales, debido probablemente a la formación de una capa híbrida muy delgada, a la contracción del material, degradación del sustrato, procedimientos clínicos inadecuados, restos de materiales contaminantes en las paredes radiculares y uso de agentes químicos durante el tratamiento endodóncico, entre otros factores.

27, 28, 29

La adhesión al sustrato intraradicular está relacionada con la colocación de postes colados o prefabricados empleados para la reconstrucción coronal y retención protésica. Actualmente, la opción clínica mayormente utilizada para tal fin son los postes de fibra de vidrio reforzados con resina. Este tipo de postes presentan un módulo elástico similar a la dentina y son compatibles con técnicas adhesivas de cementación.<sup>29</sup>

Las características mecánicas y adhesivas de los cementos utilizados para las rehabilitaciones intraradiculares son tan importantes como las propiedades de los postes, idealmente deberán presentar un módulo elástico bajo (7 GPa aprox.), resiliencia e insolubilidad. Esto le permitirá funcionar como rompe-fuerzas en la interfase poste-dentina.<sup>29</sup>

Como se ha mencionado antes, actualmente los sistemas de adhesión a dentina se basan en la formación de una capa híbrida, ya sea mediante técnicas de “grabado total” o de “autograbado”. Sin embargo, la dentina del diente tratado endodóncicamente se ha categorizado como un sustrato imperfecto para la adhesión, ya que las fibras colágenas se encuentran en distintos grados de desnaturalización y microfracturación, dicha situación es atribuida a la disminución de la humedad relativa del tejido, a los materiales y sustancias químicas utilizadas durante el tratamiento endodóncico, así como a la capacidad proteolítica y colagenolítica que poseen los anaerobios gram negativos presentes en algunas patologías pulpares y que comúnmente pertenecen a los géneros *Streptococcus*, *Fusobacterium*, *Porphyromonas*, *Prevotella*, *Eubacterium*, *Micromonas* y *Anaerococcus*.<sup>31, 32, 33, 34, 35</sup>

Cabe destacar que a la desnaturalización y colapso de la capa de desecho residual de colágeno también se le ha atribuido la formación de un gel amorfo e impermeable sobre la parte superior del colágeno expuesto durante los procedimientos adhesivos, esta situación dificulta aún más la formación de una capa híbrida, provocando baja estabilidad y disminución de fuerzas adhesivas, lo cuál, genera fallas en la interfase cemento/dentina.<sup>7, 30, 32</sup>

Aunado a la complejidad existente para formar una adecuada capa híbrida en el conducto radicular, es importante resaltar otros aspectos que han sido estudiados en los últimos años y que están relacionados con las técnicas y componentes de los sistemas adhesivos, entre los más importantes se encuentran los siguientes:

- Degradación de la interfaz adhesiva: Para la unión efectiva a dentina, la estabilidad y el mantenimiento del colágeno dentinario son críticos. Sin embargo, después del tratamiento de conductos, difícilmente las fibras colágenas mantendrán un estado ideal para la hibridización del sustrato. Además, como se ha planteado, el colágeno estará propenso a la degradación por hidrólisis y los polímeros de los adhesivos lo serán a la

solubilización. Esta degradación combinada de polímeros y colágeno puede aumentar el contenido de agua de la interfaz adhesiva generando debilitamiento de la resistencia de la unión resina-dentina y disminución de la longevidad de la unión.<sup>18, 19</sup>

- Desproteínización del sustrato dentinario: Dentro de las sustancias de uso más común como coadyuvantes de la terapia endodóncica podemos mencionar a los agentes quelantes, detergentes sintéticos, soluciones con asociación de medicamentos y clorhexidina. Sin embargo, por sus propiedades, el hipoclorito de sodio es la solución universal para realizar el tratamiento de conductos. El hipoclorito de sodio acondiciona y activa la superficie dentinaria por un mecanismo de oxido-reducción. Durante este proceso, que puede ocurrir en presencia o ausencia de oxígeno interviene el cloro formando cloraminas y actuando como bactericida y eliminando el componente orgánico proteico-colagenoso del sustrato.<sup>3, 8, 32</sup>

### 3.7 ÁLCALIS/ HIPOCLORITO DE SODIO

El hipoclorito de sodio se utiliza como auxiliar de la instrumentación en el tratamiento endodóncico ya que posee importantes propiedades que posibilitan la acción sobre el contenido orgánico del conducto radicular, favoreciendo principalmente su disolución y su remoción.

Sus principales características son las siguientes:

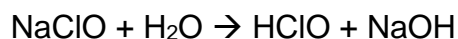
1. Lisis proteica: El contacto de la solución de hipoclorito de sodio desnaturaliza la cadena proteica de los restos pulpares originando, como subproductos los aminoácidos. Las altas temperaturas y los valores controlados de pH son factores que interfieren en forma positiva con la desnaturalización de las proteínas componentes del tejido conjuntivo.<sup>32, 37, 39</sup>
2. Saponificación: Se da cuando se produce el contacto de la solución de hipoclorito de sodio (álcali + agua) con las partículas de ácidos grasos presentes en el interior del sistema de conductos radiculares. De esto resulta la formación de jabones y glicerina (sales ácidas y alcohol), lo que permite bajar su tensión superficial aún más, favoreciendo la difusión de la solución.<sup>32, 37, 39</sup>
3. Bacteriólisis: Se produce rompiendo la membrana bacteriana por acción sobre el protoplasma microbiano y, robando agua e inhibiendo enzimas esenciales de las bacterias por medio de oxidación.<sup>32, 37, 39</sup>
4. Acción aclarante y desodorizante: debido a la liberación de cloro y de oxígeno. Elimina productos de la descomposición tisular, principalmente putrescinas y cadaverinas, además de indol y escatol.<sup>32, 37, 39</sup>

El hipoclorito puede ser utilizado en concentraciones que varían de 0,5% hasta 5,25%. La concentración ideal a ser utilizada esta entorno a 0,5% a 1,0%, ya que concentraciones superiores no presentan una capacidad bactericida mayor, para ejercer su efecto, el tiempo mínimo de contacto con soluciones al 1,0% es de 15min.<sup>5, 32, 37</sup>

El pH es el factor de mayor importancia sobre la conducta de las acciones de soluciones de hipoclorito de sodio, seguido de la temperatura y por último la concentración. Concentraciones elevadas, mayores a 5% se hacen innecesarias, se ha comprobado que en soluciones menos concentradas con valores de pH ajustados próximos a 11, la capacidad de disolución del tejido orgánico es buena. Del mismo modo, también existe la posibilidad de utilización del hipoclorito de sodio en un pH ácido, sin embargo la estabilidad química del cloro en esas condiciones es muy irregular, inviabilizando su utilización en odontología, y provocando que únicamente se trabaje con un pH mínimo de 7.<sup>5</sup>

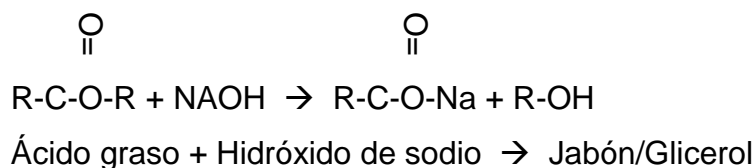
### 3.7.1 MECANISMO DE ACCIÓN

Las soluciones de hipoclorito de sodio (NaClO) se disocia en hidróxido de sodio (NaOH) y ácido hipocloroso (HOCl).<sup>5</sup>



El hidróxido de sodio es un solvente potente de material orgánico, y es el responsable de la alcalinidad del hipoclorito de sodio así como de la reacción de saponificación, la cual actúa sobre los ácidos grasos, transformándolos en jabones solubles (sales ácidas).<sup>32, 37, 39</sup>

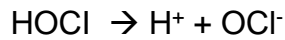
Saponificación:



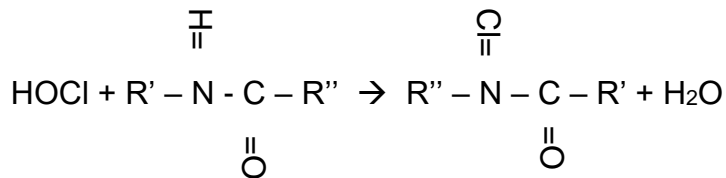
El ácido hipocloroso es el responsable de la deshidratación y solubilización proteica. Además es un potente antimicrobiano ya que al entrar en contacto con tejido orgánico libera oxígeno y cloro en forma de iones clorito, que al combinarse

con amino-proteínas genera cloraminas, responsables de interferir con el metabolismo celular. Tanto el ácido hipocloroso como los iones clorito provocan degradación de aminoácidos y fosfolípidos <sup>5, 32, 37</sup>

Formación iones clorito:

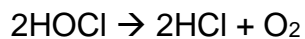


Cloraminación:



Ácido hipocloroso + proteína → Cloramina + Agua

La disociación del ácido hipocloroso lleva a la formación de ácido clorhídrico y liberación de oxígeno, el cual provoca un efecto desodorante y decolorante. El oxígeno nascente genera efervescencia que por acción mecánica arrastra los restos tisulares hacia la superficie y rompe la membrana celular de las bacterias, robando agua de sus citoplasmas y llevándolas a la muerte.<sup>39</sup>



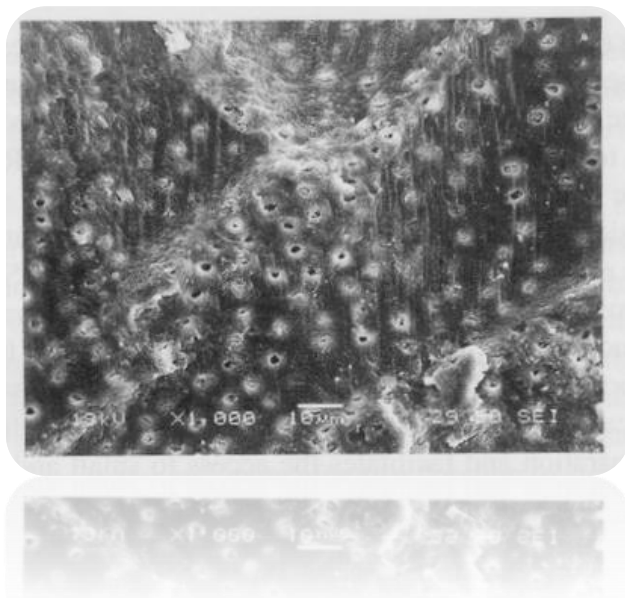
Ácido hipocloroso → Ácido clorhídrico + Oxígeno nascente

Las soluciones de hipoclorito de sodio poseen su mayor efecto bactericida cuando su pH es próximo al neutro, ya que en esa condición el ácido hipocloroso, producto de la degradación de la solución, se encuentra en forma no disociada (HClO). Inversamente, en valores pH básicos, el ácido hipocloroso encuentra su potencial en forma disociada ( $\text{H}^+ + \text{ClO}^-$ ) y así genera un efecto bactericida de menor grado pero la solución es más estable y presenta una actividad solvente mayor. <sup>5, 27, 32, 39</sup>

## EFFECTOS DEL (NaClO) EN LA COMPOSICIÓN Y ESTRUCTURA DENTINARIA

La dentina está compuesta por aproximadamente 20% de material orgánico, mayormente colágeno tipo I. El colágeno le proporciona a la dentina algunas de sus principales propiedades físico-mecánicas como son su elasticidad, resistencia a la flexión y resistencia a la fractura.<sup>38</sup>

Basados en su capacidad única para disolver tejido necrótico remanente, el NaClO en sus diferentes concentraciones es el irrigante mayormente utilizado en el tratamiento endodónico. Sin embargo el NaClO es un oxidante inespecífico y un agente proteolítico que actúa sobre el tejido orgánico formando N-cloraminas a través de la fragmentación de cadenas largas de péptidos y proteínas por liberación de cloro y oxígeno. Consecuentemente, el hipoclorito de sodio afecta las propiedades físico-mecánicas de la dentina por degradación del contenido orgánico. **(Fig 10.)**<sup>37</sup>



**Figura 10.** SEM microfotografía (100x) de la superficie de un conducto radicular después de ser irrigado con NaClO 5%. Capa mineralizada presenta irregularidades y algunos túbulos continúan obliterados.<sup>37</sup>

Recientes estudios han comprobado que soluciones de NaClO con concentraciones mayores al 3% presentan un efecto oxidante mayor, lo que provoca la disminución de las propiedades de la dentina debido a la oxidación y desnaturalización de la matriz orgánica (amida I, II, III, colágeno y glicosaminoglicanos). Se ha mencionado inclusive que esta degradación es lenta y continua, y solo afecta al contenido orgánico del sustrato, por lo que los grupos fosfatos, carbonatos e hidroxiapatita propios de la dentina, permanecen intactos.

37, 39



### 3.8 SISTEMAS ADHESIVOS.

Los adhesivos han aparecido y continuarán haciéndolo de manera abundante y frenética. Particularmente a partir de mediados de la década de 1970, los fabricantes ingeniosamente optaron por promocionar sus productos calificando a cada uno de ellos como el de “última generación”. Tal tendencia permitía anunciarse como productos que simplificaban los protocolos clínicos existentes y superaban las limitaciones de sus predecesores. Este hecho dio pie a la creación de una clasificación generacional de los sistemas adhesivos. Esta clasificación ha permitido entender mejor su evolución así como entrever la infinidad de presentaciones comerciales y composiciones químicas que han surgido a través de los años.<sup>3, 40</sup>

Para su estudio, actualmente se toma mayoritariamente en cuenta los adhesivos pertenecientes a la “4a generación” y a sus subsecuentes ya que son los diseñados para actuar formando una capa híbrida mediante la llamada “técnica húmeda”. De tal forma, la clasificación de los sistemas adhesivos contemporáneos más comúnmente utilizada es la que se basa en el tratamiento dado a la dentina y la cronología de aparición de estos materiales en el mercado. Esta clasificación propuesta por Kugel y modificada por Pashley<sup>40</sup>, está representada de la siguiente forma:

Técnica de “Grabado y Lavado”		Técnica de “Autograbado”	
3 Pasos 4ª Generación	2 Pasos 5ª Generación	2 Pasos 6ª Generación	1 Paso 7ª Generación
1. Ácido Grabador 2. Imprimador 3. Adhesivo	1. Ácido Grabador 2. Imprimador/Adhesivo	1. Imprimador (ácidos débiles) 2. Adhesivo	1. Imprimador /Adhesivo (Monómeros ácidos)

Los sistemas adhesivos, como tal, son un conjunto de materiales que nos permiten adherir química y físicamente restauraciones al esmalte y dentina. Como se ha mencionado, deben poseer características específicas, de las cuales dependerá el éxito clínico, estas son cuatro principalmente:

- Ángulo de contacto.
- Capacidad humectante.
- Baja viscosidad.
- Tensión superficial baja.

La composición de los adhesivos que encontramos a nuestra disposición en el mercado odontológico, es muy variada, sin embargo la mayoría tiene componentes fundamentales que los conforman.

1. **Agente grabador:** Los más frecuentemente son los ácidos fuertes como el ácido fosfórico al 37%, aunque también siguen vigentes algunos imprimadores con ácidos débiles dentro de su composición (cítrico ó maléico). Por último nos encontramos con las nuevas resinas acídicas (GPDM, MOP) que actúan limpiando y modificando el barrillo dentinario en los adhesivos autograbantes. <sup>4, 40</sup>

2. **Resinas hidrofílicas:** Encargadas de conseguir la unión a dentina impregnando la capa híbrida y formando "tags" aprovechando precisamente la humedad de la dentina. Son resinas como PENTA, HEMA , BPOM, TEGOMA , GPOM o 4-META. <sup>3, 4, 40</sup>

3. **Resinas hidrofóbicas:** Las más comunes son: Bis-GMA, UDMA y TEGDMA. Son las primeras que formaron parte de los materiales adhesivos y aunque son poco compatibles con el agua su función en los sistemas adhesivos es doble, por un lado conseguir una buena unión a la resina compuesta que también es hidrofóbica y por otro conseguir que la capa de adhesivo tenga un grosor suficiente para que nuestra interfase dentina-resina soporte el estrés al que será

sometida ya que suelen ser más densos que las resinas hidrofílicas.<sup>3, 4</sup>

**4. Activadores:** Son los encargados de desencadenar la reacción en cascada de polimerización, estas pueden ser de dos tipos: fotoactivadores y quimioactivadores.

Los fotoactivadores comúnmente son Camforoquinonas, Fenil-propanaidiona o TPO y los quimioactivadores como el complejo Amina-peróxido. En algunas ocasiones se encuentran asociados ambos tipos de activadores y estamos entonces ante un adhesivo de fraguado dual.<sup>3, 4</sup>

**5. Relleno inorgánico:** Este componente no aparece en todos los adhesivos pero en los que lo hace, pretende reforzar a través del nanorelleno la resina y conseguir así un adhesivo con propiedades mecánicas mejoradas. Con este tipo de adhesivos es más fácil conseguir un adecuado grosor de capa pues son menos fluidos.<sup>3, 4</sup>

**6. Disolventes:** En la mayoría de los productos que usamos el solvente es un mero vehículo del producto pero en los sistemas adhesivos este es uno de los componentes fundamentales para conseguir una adecuada capa híbrida.<sup>16</sup> Los solventes mayormente utilizados son:

- a) Acetona: Solvente que consigue eliminar por evaporación el exceso de agua si esta no es excesiva. Ideal en condiciones de superficies muy hidratadas, sin embargo es incapaz de reflatar las fibras colágenas colapsadas cuando el sustrato es muy seco.
- b) Agua: Funciona mal en superficies muy húmedas, pero es el mejor en dentinas secas, ha demostrado capacidad para reflatar fibras colágenas.
- c) Etanol: Comportamiento intermedio entre los dos solventes.

La forma en que estos componentes se presenten dependerá enteramente de las casas comerciales. La manipulación que deba dársele a cada sistema dependerá de su presentación.

Es relevante mencionar que debido al afán de las casas comerciales de simplificar

las técnicas de aplicación mediante la reducción de pasos clínicos, se contribuyó a originar lo que se mencionó antes como clasificación generacional. Sin embargo, debido a que esta clasificación no tiene bases científicas, algunos autores han optado por utilizar otras en base a las siguientes propiedades:

- En función de si los adhesivos eliminan o modifican el barrillo dentinario: Sistemas autoacondicionantes débiles, intermedios o fuertes. <sup>16, 27</sup>
- Según su agente grabador ya sean autograbantes o convencionales. <sup>16, 27</sup>
- Según el sistema de activadores que contengan: Fotopolimerizables, autopolimerizables o quimiopolimerizables y duales. <sup>16, 27</sup>

### 3.9 ADHESIVOS AUTOACONDICIONANTES

A finales de la década de los 90 surgió la denominada técnica de autograbado o autoacondicionamiento con la creación de sistemas adhesivos de frasco único o de un paso. Esta técnica pretende minimizar los tiempos operatorios y reducir la inclusión de errores durante los procedimientos de adhesión, como el “sobreacondicionamiento” y secado excesivo de la dentina

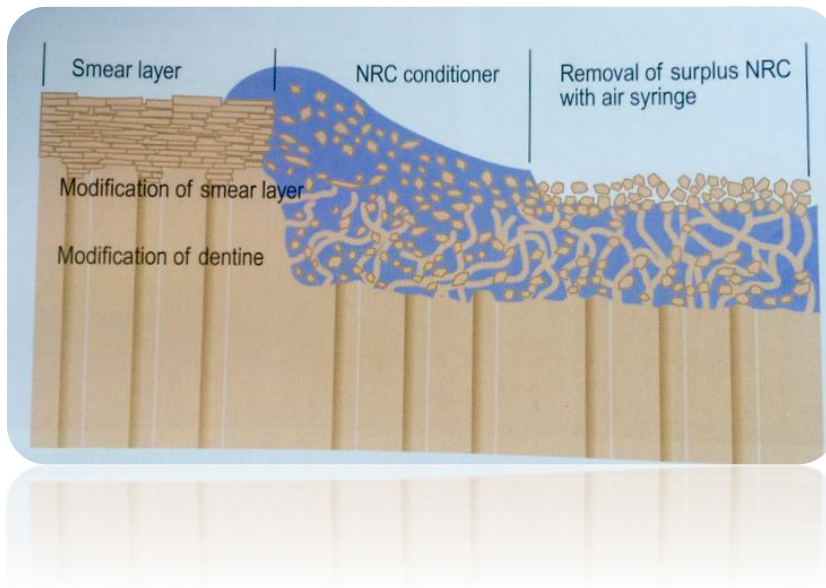
Estos sistemas actúan desmineralizando la dentina e infiltrando simultáneamente los monómeros adhesivos. Esta situación, en teoría disminuirá la formación de espacios vacíos en la base de la capa híbrida, producidos por la incompleta infiltración del adhesivo en todo el espesor de la capa desmineralizada o posiblemente también por la remoción del producto pobremente polimerizado, acción atribuida a los fluidos orales-dentinarios (nanofiltración).<sup>21, 40</sup>

En su composición, contienen monómeros ácidos fosfatados (generalmente GPDM) que al ser aplicados realizan una descalcificación de aproximadamente 0.5 a 1µm en la dentina subyacente. Evidentemente al ser simultáneo con la infiltración del adhesivo, los residuos del barrillo dentinario quedan incorporados en la junta adhesiva, situación que se le denomina “capa integrada” o “camada de reacción”.<sup>24</sup>

Dependiendo del pH y pKa de los ácidos monoméricos presentes en los sistemas autoacondicionantes, estos tendrán mayor o menor capacidad para desmineralizar el sustrato y eliminar totalmente o parcialmente el barrillo dentinario. Según la propiedad que presenten podrán ser clasificados como sistemas autoacondicionantes débiles, intermedios o fuertes; los dos primeros se caracterizarán por dejar cristales de hidroxiapatita en la red de fibras colágenas, lo que ayudará a obtener una mayor adhesión química con los monómeros; los últimos disolverán el barrillo y el sustrato de una manera similar a los sistemas de dos pasos.<sup>27</sup>

En resumen, el sustrato también puede ser acondicionado, activado y

desmineralizado con adhesivos autoacondicionantes, que contienen ácidos débiles en baja concentración y monómeros acídicos que posibilitan la adhesión por unión micromecánica, por imprimación del colágeno dentinario o imprimación resinosa y por reacción ácido-base similar a la del ionómero de vidrio, con formación de sales insolubles con los cristales de hidroxiapatita, formando una capa de reacción-integración. Esta reacción ácido base limpia la superficie, desmineraliza y forma cristales de fosfato de calcio, que conservan con otra estructuración los minerales dentinarios. **(Fig. 11.)** <sup>40, 41</sup>



**Figura 11.** Proceso de acondicionamiento “No rise conditioner” (NRC). Desmineralización del barrillo dentinario, sin remoción completa e infiltrado de las fibras colágenas.<sup>4</sup>

En los últimos años, los fabricantes siguen estas tendencias, desarrollando nuevos sistemas o realizando variantes en los ya existentes, ya que la técnica es simplificada y sus resultados se muestran prometedores.

### 3.10 CEMENTOS ADHESIVOS

Los cementos adhesivos son materiales cuyo principal objetivo es actuar como agente de unión entre tejidos dentarios y restauraciones indirectas. La adecuada unión a ambos es esencial para la retención, el desempeño clínico y longevidad de las rehabilitaciones protésicas.

Un cemento adhesivo ideal debe preservar y estabilizar los tejidos dentarios, asegurar una adhesión estable y duradera a la estructura dental y materiales restaurativos, poseer altas fuerzas adhesivas y compresivas, resistencia a la fractura, capacidad antimicrobiana, inhibir la microfiltración, baja solubilidad, fácil manipulación, adecuados tiempos de trabajo, grosores óptimos, radiopaco, bajo ángulo de contacto, apropiada viscosidad, translúcido y estética compatible con los materiales restaurativos elegidos. Sin embargo, en la actualidad difícilmente encontraremos una versión única que cumpla todos los requisitos de un cemento ideal.<sup>41</sup>

En los últimos años la evolución de los cementos adhesivos ha dispuesto en el mercado diferentes productos que incluyen una amplia variedad de técnicas adhesivas, procedimientos de cementación, avanzadas formulaciones de sistemas adhesivos, así como métodos para acondicionar estructuras dentarias y materiales restaurativos. Todo esto con el fin de mejorar las propiedades mecánicas de las restauraciones protésicas, ya sean cerámicas, metálicas o de materiales resinosos.

#### 3.10.1 ANTECEDENTES

Durante la era pre-adhesiva, la unión de las restauraciones protésicas al órgano dental dependía en mayor medida de los principios biomecánicos de resistencia y retención lograda a partir de la preparaciones geométricas realizadas por el clínico. El fosfato de zinc era el cemento mayormente utilizado durante la primera mitad del siglo XX, sin embargo, presentaba complicaciones clínicas relacionadas con su alta solubilidad, dolor y sensibilidad postoperatoria por su pH ácido.<sup>41</sup>

A partir de 1960 junto con la aparición de la era adhesiva se desarrollaron cementos de polícarboxilato, introducidos principalmente para mejorar la biocompatibilidad pulpar, estos materiales además se caracterizaban por unirse químicamente a la estructura dental mediante la interacción de grupos carboxilos y fosfatos de calcio. Posteriormente basados en este mecanismo de unión, en 1970 se introdujeron los cementos de ionómero de vidrio, materiales que mejoraron la adhesión fisicoquímica entre el diente y las restauraciones, proporcionaban un CELT bastante similar al de la dentina, mayores fuerzas compresivas, liberación de flúor, potencial de remineralización, y resistencia a la disolución.<sup>41, 42</sup>

La década de los setenta también se caracterizó por presentarse al mercado cementos de resina compuesta, los cuales se adherían mediante procedimientos de grabado ácido. Aunque estos materiales comenzaron su desarrollo a finales de los años cincuenta, su popularidad aumentó casi tres décadas después debido a su empleo en la cementación de puentes adheridos, y restauraciones estéticas.<sup>11</sup>

Los ionómeros modificados con resina aparecieron en los noventas, proveían soluciones a las debilidades de los materiales existentes, ya que exhibían baja solubilidad, liberación de flúor, resistencia a la filtración marginal, adhesión a los tejidos dentarios y mejor estética, entre otras características. Sin embargo, a pesar de que su evolución representa una significativa mejora de los cementos tradicionales, estos siguen presentando sus contraindicaciones. Por tal motivo, a inicios del presente siglo inicia la fabricación de cementos resinosos duales autoadhesivos como nuevo subgrupo de cementos de resina. Tienen como objetivo superar las deficiencias que presentan los cementos convencionales y los de resina, así como para llevar sus características favorables a un solo producto, simplificando los procedimientos y haciendo la técnica de cementación menos sensible a la manipulación que el operador le de al material. Como consecuencia estos cementos son actualmente los más utilizados en la odontología restaurativa.

31, 32, 43, 44



### 3.10.2 IONÓMEROS DE VIDRIO

Desarrollados en 1969 por Wilson y Kent, como resultado de numerosos estudios e intentos de mejorar el cemento de silicato. El ionómero de vidrio es un cemento a base de agua que actúa mediante una reacción ácido-base formando una sal de estructura nucleada. Debe presentar dos componentes:

**Base:** Compuesto por un vidrio de sílice y alúmina (óxido de aluminio) modificado con fluoruros (fluoroaluminosilicato de calcio o fluoruros de estroncio) y óxidos metálicos. Este vidrio es capaz de reaccionar con soluciones ácidas en virtud de la facilidad con la que el aluminio es desplazado y liberado de la estructura vítrea.<sup>3</sup>

**Ácido:** Constituido por una suspensión de ácidos policarboxílicos, más comúnmente denominados polialquenoicos. Dicha suspensión hidrofílica permite la ionización de los poliácidos (iones hidrógeno y iones policarboxílicos CO-O-), la reacción ácido-base y el endurecimiento del material en presencia de agua. Los ácidos presentes constituyen un copolímero de ácido acrílico y ácido itacónico, alternativamente, un copolímero de ácido acrílico y ácido maleico.<sup>3</sup>

### CLASIFICACIÓN

Basándose en su composición y reacción de endurecimiento los ionómeros vítreos se pueden clasificar de la siguiente forma según Mount, Khoroushi:<sup>45, 46</sup>

- Convencionales
  - Alta densidad: Reforzados con estroncio o circonio mejorando sus propiedades físico-químico-mecánicas, especialmente resistencia al desgaste y abrasión.
  - Fluidos remineralizantes: Mayor capacidad de intercambio iónico debido a su alta liberación fluoruros y de fosfatos de calcio amorfos (ACP).
- Modificados con resina (híbridos): Contienen los mismos componentes que las

resinas restaurativas, con menos concentraciones de partículas de relleno. A su vez estas pueden dividirse en dos subgrupos:

Fotopolimerizables: contienen entre un 21 a 41% de resina hidrófila (HEMA: hidroxietilmetacrilato) y entre 25 a 45% de ácidos polialquenoicos modificados con grupos químicos (grupos vinilos, con dobles ligaduras) que le permiten producir una polimerización, aunque se considera que podría haber un residuo de hasta 15% sin polimerización, pudiendo producirse un fenómeno de sorción acuosa en virtud de las características más hidrófilas de la resina.

Autopolimerizables: el sistema de activación química permite una reacción de óxido reducción.

Basándose en sus indicaciones clínicas, según ISO en la norma 9917-2010<sup>47</sup> se clasifican en:

- Cementación (fijación de restauraciones indirectas).
- Para base cavitaria o recubrimiento (lining)
- Restauradores.

## REACCIÓN DE ENDURECIMIENTO

Los ionómeros convencionales inician la reacción de endurecimiento al interactuar el ácido y el vidrio; de esta reacción se liberan iones de calcio u otros (estroncio, zinc, flúor y aluminio) y queda como núcleo la estructura sílice de vidrio. Los iones bivalentes constituirán la matriz de la estructura nucleada del ionómero como policarboxilatos de calcio y de aluminio; y el flúor, que queda en libertad, puede salir del ionómero como fluoruro de sodio.<sup>41</sup>

En los ionómeros modificados con resina también se producirá la reacción ácido-base propia del ionómero confiriéndole al cemento las propiedades de adhesión específica/química, liberación de fluoruros, baja solubilidad, menor susceptibilidad

a la humedad, compatibilidad biológica y propiedades similares a la dentina, además el contener grupos metacrilatos le proporciona la capacidad de polimerización por luz y de adherirse al sustrato por vía micro mecánica. La contracción polimérica, se verá compensada por la expansión higroscópica post maduración de los ionómeros de vidrio.<sup>29</sup>

## ADHESIVIDAD

Los ionómeros se adhieren específicamente al diente a través de una unión química de naturaleza iónica entre los grupos carboxílicos (-CO-O-) y el calcio y fosfato de la hidroxiapatita del esmalte y la dentina.

Los ionómeros se adhieren a sustratos electroestáticamente reactivos, y tanto este cemento como los sustratos dentinarios son iónicos y polares. Los grupos ácidos presentes en el estado fluido forman puentes de hidrógeno (CO-O-H)<sup>+</sup> y aseguran la adecuada humectancia. Al fraguar, estos puentes son remplazados por puentes iónicos: los iones fosfatos son desplazados de la hidroxiapatita por los grupos carboxilos y cada ión fosfato lleva consigo un ión calcio para conservar su neutralidad eléctrica. La disolución superficial del esmalte y de la dentina da como resultado un incremento básico del pH y la precipitación de minerales en la interfaz ionómero-diente. La adhesión química se logra por una estructura cristalina fosfato de calcio-polialquenoato actuando como interfase entre esmalte y dentina y el cemento fraguado. Esto es una adhesión basada en un mecanismo de difusión iónica o de intercambio iónico.<sup>46</sup>

### 3.10.3 CEMENTOS RESINOSOS

Estos cementos integran una matriz orgánica y una fase inorgánica unidas por acción del silano<sup>32, 41</sup>. De manera muy similar a las resinas compuestas, sus fases presentan las siguientes características:

- Matriz orgánica (fase continua): Constituida por Bis-GMA (producto de reacción del Bisfenol y el metacrilato de glicidilo) o UDMA (uretano de dimetacrilato).
- Fase inorgánica (fase dispersa): Representada por partículas de relleno variantes. Su tamaño promedio oscila entre 0,04µm y 0.15µm, y su proporción aproximada alcanza 60 a 80% en volumen, esto a efecto de conferirle menos viscosidad y espesores mínimos de película, facilitando su manipulación y el cabal asentamiento de la restauración. Por otro lado, algunas de sus principales deficiencias son: su elevada contracción lineal de polimerización y su escasa resistencia al desgaste.

El desarrollo más reciente de los cementos resinosos se ha dado por el surgimiento de productos que prescinden de utilizar todo sistema adhesivo, por razón de basarse en metacrilatos fosfatados, ácidos por naturaleza, capaces de desmineralizar e impregnar los tejidos dentarios al mismo tiempo, obteniendo adhesión mediante la modificación del sustrato y una reacción química con la hidroxiapatita. Además, presenta monómeros hidrofílicos multifuncionales, iniciadores auto y foto activados, estabilizadores de color; partículas de relleno de sílice coloidal, vidrio de bario, flúor, alúmina y silicato.<sup>3, 31, 48</sup>

Los cementos resinosos pueden ser clasificados de acuerdo a diversos criterios, entre los que destacan: el tamaño de sus partículas de relleno, su adhesividad y el sistema de activación que utilizan.<sup>41</sup>

ISO 4049-2000<sup>49</sup> clasifica a los materiales restaurativos basados en polímeros en las siguientes categorías:

- a) Tipo 1: Materiales poliméricos indicados por el fabricante para la restauración de superficies oclusales.
- b) Tipo 2: Todos los demás materiales poliméricos restaurativos.

NOTA: NO es necesario clasificar los materiales cementantes poliméricos como un tipo diferente.

Los tres tipos de materiales poliméricos (relleno, restaurativos y cementantes) pueden pertenecer a las siguientes clases:

- Clase 1: Materiales cuya reacción de polimerización inicia a partir de la mezcla de un iniciador y un activador (Autocurado)
- Clase 2: Materiales cuya reacción de polimerización inicia con la aplicación de una fuente de energía externa, como luz azul o calor. Estos a su vez se dividen de la siguiente forma:
  - I. Grupo 1: Materiales que requieren la aplicación de energía intraoralmente.
  - II. Grupo 2: Materiales que requieren la aplicación de energía extraoralmente. Estos son fabricados y posteriormente cementados.

Algunos materiales pueden fabricarse para pertenecer a ambos grupos: Grupo 1 y Grupo 2. En este caso el material debe llenar los requerimientos para ambos.

NOTA: En la clase 2, los materiales cementantes solo pertenecerán al Grupo 1.

- Clase 3: Materiales que inician su polimerización por medio de la aplicación de energía externa y mediante un mecanismo de autocurado. (Materiales de curado dual)

### 3.10.3.1 CEMENTOS DE ESTUDIO

Marca	Tipo	Composición	Fabricante	Lote
RelyX™ ARC	Cemento de resina dual convencional	Bis-GMA, TEGDMA, vidrio de sílice y zirconio: 67% vol.	3M® ESPE	N667993
RelyX™ U200	Cemento de resina dual autoadhesivo	Base: Monómeros metacrilados con grupos ácidos fosfóricos, rellenos silanizados, iniciadores, estabilizadores, aditivos reológicos.  Catalizador: Monómeros metacrilados, rellenos alcalinos, rellenos silanizados, iniciadores, estabilizadores, pigmentos, aditivos reológicos.	3M® ESPE	N552560
RelyX™ Luting2	Cemento de ionómero de vidrio modificado con resina	Pasta A: Fluoroaminosilicatos de vidrio, agentes opacadores, reductores, HEMA.  Pasta B: Bis-GMA, HEMA, sílice-zirconio, persulfato de potasio, ácido policarboxílico metacrilato.	3M® ESPE	N615790
Bis-GMA: bisfenol-A-glicidilmetacrilato; TEGDMA: trietilen-glicol-dimetacrilato; HEMA: hidroxil-etil-metacrilato.				

(Información del fabricante) <sup>50 - 53</sup>

## RELYX™ ARC (3M-ESPE)<sup>50</sup>

Cemento permanente de resina de curado dual: RELYX™ ARC fue diseñado para usarse junto con el Adhesivo Adper SingleBond2™ fabricado por 3M ESPE. Utilizado en esta combinación, el sistema está indicado para cementar restauraciones indirectas como coronas, puentes, puentes Maryland, inlays, onlays y postes endodóncicos. Estas restauraciones pueden estar compuestas por metal porcelana, metales altamente nobles, nobles y básicos, cerámica/porcelana, composite precurado y amalgama adherida. RELYX™ ARC está disponible en color transparente A1y universal A3.

- INSTRUCCIONES PARA LA ADHESIÓN DE POSTES ENDODÓNCICOS
  1. Prepare el diente tratado endodóncicamente para la colocación del poste. Pruebe el poste en su lugar y ajústelo según sea necesario.
  2. Tratamiento con silano: aplique acondicionador Relyx™ Ceramic Primer a la superficie de adhesión del poste. Seque durante 5seg.
  3. Grabe la preparación y aplique el Adhesivo Adper SingleBond2™ de acuerdo con la instrucciones.
  4. A manera de prueba, coloque el poste luego de aplicar el adhesivo y polimerizarlo.
  5. Coloque la cantidad adecuada de cemento en un bloque de mezcla y mezcle por 10seg.
  6. Aplique cemento a la superficie de adhesión de la preparación dentro del conducto y alrededor de él usando un instrumento léntulo. Coloque una capa delgada del cemento mezclado en el poste.
  7. Asiente y sostenga el poste en su lugar. Empiece a limpiar el exceso de cemento aproximadamente de 3-5min después del asentamiento. Fotopolimerice por 40 seg. desde la superficie oclusal para permitir la colocación inmediata del material de reconstrucción.

## ADPER™ SINGLEBOND<sub>2</sub> (3M-ESPE)<sup>51</sup>

Agente adhesivo de técnica de grabado total, activado por luz visible, incorpora

sílica de 5nm, BisGMA, HEMA, dimetacrilatos, etanol, agua, metacrilato de ácido poliacrílico, ácido polialquénico y ácido poliotacónico. Está indicado para los siguientes tipos de restauraciones: Restauraciones directas de resina/compómeros fotopolimerizables, desensibilización de superficies radiculares, reparaciones de porcelana/resina, carillas de porcelana (combinación con Relyx™ Veneer), adhesión de puentes, coronas, inlays/onlays, postes, adhesión de amalgama (combinación con Relyx™ ARC)

- INSTRUCCIONES DE USO

1. Aplique el ácido grabador Scotchbond™ sobre esmalte y/o dentina. Espere 15 segundos.
2. Enjuague.
3. Seque las superficies por 2-5 segundos.
4. Aplique dos capas consecutivas del adhesivo Adper SingleBond2 sobre las superficies tratadas.
5. Seque con aire gentilmente por 2-5 segundos.
6. Fotopolimerice por 10 segundos.



**Figura 12.** Presentación en clicker del cemento Relyx™ ARC y Adhesivo Adper™ SingleBond2.



## RELYX™ U200 (3M-ESPE)<sup>52</sup>

Cemento definitivo de resina, de fraguado dual, autoadhesivo, suministrado en una jeringa de automezcla, aplicable para la cementación adhesiva de restauraciones indirectas de cerámica completa, composite o metal, pilares sobre implantes de óxido de zirconio LAVA™, postes radiculares y tornillos (pernos). Con el uso de RELYX™ U200 no se necesita grabado, adhesivo ni acondicionador dentinario. Este cemento definitivo se encuentra disponible en varios colores. A diferencia de otros materiales de cementación, se distingue por su elevada estabilidad, combinada por una buena fluidez bajo presión (viscosidad estructural).

- INSTRUCCIONES PARA CEMENTACIÓN EN CANALES RADICULARES
  1. Tratar endodóncicamente y de la forma habitual el canal radicular (obturación del canal radicular con gutapercha y eliminación de la obturación del canal radicular, dejando un sellado apical de producto de 4mm)
  2. En la cementación de postes, se recomienda la colocación de un dique de goma.
  3. Limpiar el canal radicular con una solución de hipoclorito sódico (NaClO) al 2,5% - 5,25%.
  4. A continuación, aclarar inmediatamente con agua y secar con puntas de papel.
  5. Tratamiento del poste radicular: Mientras el fabricante no indique lo contrario, se recomienda limpiar el poste con alcohol y secar con aire exento de agua y aceite. Dependiendo del poste reforzado, podrá o no necesitar la colocación de una capa de silano sobre su superficie.
  6. Aplicación del material: No se debe utilizar léntulo para colocar el cemento, ya que el fraguado se puede acelerar con este procedimiento. Se debe acoplar una cánula endodóntica a la punta de mezcla para aplicar el producto en el canal radicular, introducir la cánula lo más profundamente posible en el canal radicular, iniciando apicalmente la aplicación. Mantener la punta de la cánula sumergida y subirla

lentamente a medida que asciende el nivel de la pasta. No retirar la cánula hasta que no se haya rellenado completamente el canal radicular. Este proceso no se debe realizarse en menos de 5seg.; así se minimiza el atrapamiento de aire.

7. Introducir el poste en el canal radicular rellenado con cemento, manteniéndolo en posición mediante una presión moderada. Se recomienda girar ligeramente el poste al introducirlo para evitar inclusiones de aire.
8. Eliminar excesos con un instrumental adecuado o con una bola de algodón. (El RELYX™ U200, está sujeto, como todos los materiales de resina, a la inhibición por oxígeno, es decir, que la capa superior, aprox. 50µm, en contacto con el oxígeno atmosférico durante la polimerización, no se endurece. Si se dejan suficientes excesos se puede eliminar la capa no endurecida al efectuar la terminación).
9. Polimerización: Los tiempos se rigen por la translucidez del correspondiente poste, el cemento se puede polimerizar a través de estos por un rango aprox. de 40seg.



**Figura 13.** Presentaciones del cemento Relyx™ U200 en clicker y con punta de automezclado.

## RELYX™ LUTING2<sup>53</sup>

Cemento de ionómero de vidrio, modificado con resina, liberador de flúor, radiopaco y autopolimerizable. El producto es autopolimerizable y ofrece la posibilidad de fotopolimerizar el exceso de cemento. El cemento consiste en una pasta base y una pasta catalizadora, envasadas en el sistema de dispensación clicker. El sistema está disponible en tono blanco y está indicado para la cementación final de metal-porcelana fusionados a coronas y puentes (PFM), inlays/onlays de metal, pilares de implantes, coronas y puentes con núcleos hechos totalmente de alúmina o de circonio, tales como LAVA™, PROCERA ALLCERAM™, postes vaciados o prefabricados, bandas y aparatos de ortodoncia.

- INSTRUCCIONES DE USO

1. Prepare los dientes siguiendo los protocolos clínicos aceptados.
2. Retire restauraciones provisionales y elimine totalmente cualquier residuo de cemento usando una pasta de piedra pómez libre de aceite.
3. Enjuague el diente o la cavidad o la cavidad preparados con un chorro de agua-aire y seque con aire, algodón o puntas de papel. La preparación o la cavidad deben estar apenas lo suficientemente secas como para asegurar que la superficie tenga una apariencia ligeramente brillante, secar en exceso puede provocar sensibilidad posoperatoria.
4. Aplique arenado en la superficie de adhesión de la restauración con Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (50µm, 2bar, 1min).
5. Limpie completamente la superficie de adhesión de la restauración.
6. Durante el proceso de cementación, mantenga el área aislada para evitar la contaminación con sangre o saliva.
7. Aplicación: Cuando utilice por primera vez un cartucho nuevo, dispense una pequeña cantidad de material para asegurarse que la dosis dispensada sea uniforme.
8. Dispense y mezcle el cemento inmediatamente antes de su uso para evitar la evaporación del agua y consiguiente secado de la pasta del cemento. Para mezclar el cemento utilice una espátula para cementos plástica o

metálica durante 20seg. hasta lograr un color uniforme. Evite la formación de burbujas de aire.

9. Aplique una capa delgada de cemento a la superficie interna de la restauración o directamente sobre la superficie del diente. El tiempo de trabajo del cemento mezclado es de 2,5min. a 23°C/7°F.
10. Asiente la restauración ejerciendo una ligera presión. Presione ligeramente la restauración durante todo el proceso de fraguado para asegurar una correcta posición.
11. Limpieza y terminado: Es mejor quitar el exceso de cemento luego de una exposición breve de luz (5seg. por superficie con un dispositivo de polimerización tradicional) o durante la etapa cerosa de autopolimerizado (2min. después de asentarlo en boca).



**Figura 14.** Presentaciones del cemento Relyx™LUTING2 en clicker y con punta de automezclado.

## 4. DISEÑO EXPERIMENTAL

### 4.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En vista de la gran variedad de materiales cementantes existentes en el mercado, es comprensible que los clínicos tengan incertidumbre sobre los requisitos involucrados para su apropiada selección; y a pesar de que las casas comerciales indiquen el uso de sus productos en múltiples procedimientos, el clínico está obligado a contar con el suficiente discernimiento para escoger un material sobre otro dependiendo del caso específico a tratar.

En el caso particular de adhesión al sustrato dentinario radicular post-endodónico, la empresa 3M® ESPE presenta tres agentes cementantes-resinosos de diferente composición y con indicaciones similares. Situación que provoca el siguiente cuestionamiento: En base a su composición y mecanismo de acción ¿Qué cemento adhesivo de dicha casa comercial es el más adecuado para realizar tratamientos restaurativos intraconducto?

## 4.2 JUSTIFICACIÓN

Debido a la problemática planteada, es necesario realizar estudios que aporten resultados objetivos, y que enriquezcan el conocimiento científico existente sobre la fuerza de adhesión generada por los cementos resinosos a un sustrato tan modificado como es el radicular post-endodóncico, ya que regularmente esta es evaluada en base a su efectividad en dentina coronal sana.

Por otra parte, lo que pretende establecer esta investigación en específico es la resistencia mínima-máxima de unión de los tres agentes cementantes (RelyX U200, RelyX Arc y RelyX Luting2) de la casa comercial 3M® ESPE; materiales que presentan las mismas indicaciones a pesar de contar con diferentes composiciones y mecanismos de unión; en base a los resultados se podrá seleccionar aquél que proporcione una mayor calidad adhesiva al sustrato de tan desfavorables características.

### 4.3 OBJETIVO GENERAL

Determinar la resistencia al desalojo de tres sistemas cementantes adhesivos, indicados para la colocación y fijación de postes y restauraciones indirectas.

### 4.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Valorar la resistencia al desalojo por empuje del cemento resinoso dual autoacondicionante RelyX™ U200 en el conducto radicular.
- Valorar la resistencia al desalojo por empuje del cemento de ionómero de vidrio modificado con resina RelyX™ Luting2 en el conducto radicular.
- Valorar la resistencia al desalojo por empuje del cemento de resina adhesivo RelyX™ Arc en el conducto radicular.
- Comparar entre sí los resultados que ofrecen los tres cementos adhesivos.
- Analizar si existen diferencias significativas en la resistencia al desalojo entre los tres cementos adhesivos.
- Identificar el cemento que ofrece mejores resultados adhesivos al sustrato radicular.

#### 4.5 HIPÓTESIS

##### HIPÓTESIS DE TRABAJO:

La desigualdad presente en la composición y mecanismos de unión de los cementos RelyX™ U200, RelyX™ Arc y RelyX™ Luting2 de 3M®, producirá diferencias significativas en la prueba de desalojo por empuje.

##### HIPÓTESIS NULA:

La desigualdad presente en la composición y mecanismos de unión de los cementos RelyX™ U200, RelyX™ Arc y RelyX™ Luting2 de 3M®, no producirá diferencias significativas en la prueba de desalojo por empuje.

#### 4.6 TIPO DE ESTUDIO: EXPERIMENTAL/TRANSVERSAL

Se realizará un estudio in vitro evaluando la fuerza de adhesión de tres agentes cementantes de la casa comercial 3M® sobre dentina radicular con tratamiento endodóncico previo, mediante una técnica de desalojo por empuje.



#### 4.7 TAMAÑO DE LA MUESTRA

45 dientes humanos extraídos por indicaciones ortodóncicas o enfermedad periodontal, sin caries, en su mayoría primeros premolares inferiores.

#### 4.8 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Dientes humanos extraídos e hidratados
- Dientes uniradiculares o biradiculares
- Dientes libres de caries a nivel radicular
- Dientes que presenten conductos radiculares de morfología oval-circular
- Dientes con ausencia de fisuras, fracturas o calcificaciones radiculares
- Dientes con menos de 5 meses de haber sido extraídos

#### 4.9 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Dientes que NO cumplan con todos los criterios de inclusión mencionados

#### 4.10 VARIABLES

Variables dependientes				
Variable	Tipo de variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala de medición
Fuerza de adhesión	Métrica de intervalo	Cantidad de fuerzas que logra soportar un mecanismo adhesivo antes de efectuarse la separación de las superficies que lo conforman.	Cantidad de fuerzas que logra soportar el mecanismo adhesivo formado entre el material cementante y la superficie dentinaria antes de efectuarse una falla cohesiva o adhesiva.	Megapascal (MPa)
Fallas cohesivas	Métrica de razón	Discontinuidad de uniones intramoleculares dentro de un cuerpo.	Fuerza necesaria para provocar una fractura en el cemento adhesivo o en el tejido dentario.	Megapascal (MPa)
Fallas adhesivas	Métrica de razón	Ruptura de la interacción molecular entre las superficies de diferentes cuerpos.	Fuerza necesaria para desprender el cemento adhesivo de la superficie dentinaria.	Megapascal (MPa)

Variables independientes				
Variable	Tipo de variable	Definición conceptual	Definición operacional	Escala de medición y/o unidades
Composición química del material	Categorico nominal	Son las sustancias y cantidad de las mismas presentes en una determinada muestra.	Representación de elementos que conforman a cada uno de los cementos adhesivos, y la proporción en que se encuentran.	Bis-GMA, TEGDMA, monómeros metacrilatos, vidrio de sílice, zirconio.
Método de activación del material	Categorico nominal	Mecanismo de reacción que varía en complejidad debido a los grupos funcionales presentes en los monómeros y sus cadenas laterales.	Método por el cual se inicia la reacción de polimerización en cada cemento.	Autopolimerizable Fotopolimerizable Polimerización dual
Tiempo de polimerización	Métrica de razón	Tiempo que tardan los monómeros en unirse y crear una molécula de mayor peso (polímero).	Tiempo transcurrido desde que el iniciador actúa sobre los monómeros hasta que se unen formando un polímero. Expresado en el cemento como su endurecimiento total.	Segundos (s.)
Irradiancia de luz	Métrica de razón	Magnitud utilizada para describir la potencia incidente por unidad de superficie de todo tipo de luz.	Resultado de dividir la potencia incidente sobre el área de superficie donde incide la onda de luz que emana una lámpara de fotocurado.	Miliwatts/Centímetros (mW/cm <sup>2</sup> )

Tratamiento endodóncico-protésico empleado	Categorico nominal	Terapia realizada en el complejo dentino-pulpar para la extirpación total del tejido pulpar, obturación del conducto dentario y posterior acondicionamiento del mismo para la rehabilitación protésica.	Tratamiento empleado en todos los órganos dentarios recolectados para la extirpación del remanente pulpar, limpieza, obturación y conformación del conducto dentario.	Rotatorio Manual Manual-Rotatorio
Características del hipoclorito de sodio empleado	Métrica de razón	Álcalis utilizado como solvente coadyuvante en la terapia endodóncica. Sus propiedades se verán modificadas dependiendo de su concentración, pH, temperatura y cantidad utilizada.	Empleado como auxiliar en la instrumentación endodóncica por su acción bactericida, de saponificación de grasas y solubilidad de proteínas.	Potencial de hidrógeno (pH) Porcentaje (%) Mililitros (ml)
Dimensión de las muestras	Métrica de razón	Radio, diámetro, altura, generatriz y área de cada muestra.	Radio, diámetro, altura, generatriz y área de cada muestra.	Milímetros (mm, mm <sup>2</sup> )

## 5. METODOLOGÍA

### 5.1 MATERIAL:

- Pieza de mano de baja velocidad modelo RC-20 BC W&H® (Dentalwerk. Bürmoos. Austria)
- Drills Gates Glidden 1-6 DENTSPLY® (Pennsylvania NY. USA)
- Limas FlexoFile/K-File DENTSPLY® (Pennsylvania NY. USA)
- Puntas de papel/Puntas GuttaPercha DENTSPLY® (Pennsylvania NY. USA)
- Drills Largo Peeso 1-6 DENTSPLY® (Pennsylvania NY. USA)
- Drills de precisión ParaPOST® FIBERLUX™ (Coltène/Whaladent NY. USA)
- Sealapex™ Kerr® (KaVo/Kerr California. USA)
- Hipoclorito de sodio 5,25% VIARZONI-T (VIARDEN® México)
- Cementos resinosos 3M® (RelyX™ U200, RelyX™ Arc, RelyX™ Luting2)
- Ácido fosfórico 37% Scotchbond Universal Etchant 3M® (3M ESPE. USA)
- Adhesivo Adper™ SingleBond2 3M® (3M ESPE. USA)
- Espátula para resinas (Hu-Friedy. USA)
- Acrílico autopolimerizable NICTONE® (MDC Dental. México)
- Monómero rápido NICTONE® (MDC Dental. México)
- Lámpara para fotopolimerizar Bluephase N® (IvoclarVivadent™ USA)
- Radiómetro Kerr™ (KaVo/Kerr California. USA)
- Calibrador Vernier (Mitutoyo Corporation™. Japón)
- Conformador de muestras cilíndrico de 15mm de diámetro.
- Pistón metálico de 1mm de diámetro
- Microscopio 1.14C LEITZ MC6-10 (Leica Microsystem, Alemania)
- Máquina de corte (Guillis-Hamco. Rochester NY USA)
- Potenciómetro Oakton®. (Oakton Instruments IL USA)
- Máquina universal de pruebas mecánicas (INSTRON™ 5567. USA)
- Estufa incubadora FELISA™ (Feligneo. México)

## 5.2 MUESTREO

Para el presente estudio se utilizaron 45 dientes, divididos aleatoriamente en tres grupos (A, B y C). Por cada diente se obtuvieron dos muestras radiculares, una de tercio cervical y otra de tercio medio. Los grupos quedaron conformados por 30 muestras.

A cada grupo se le asignó un cemento adhesivo diferente para realizar la prueba.

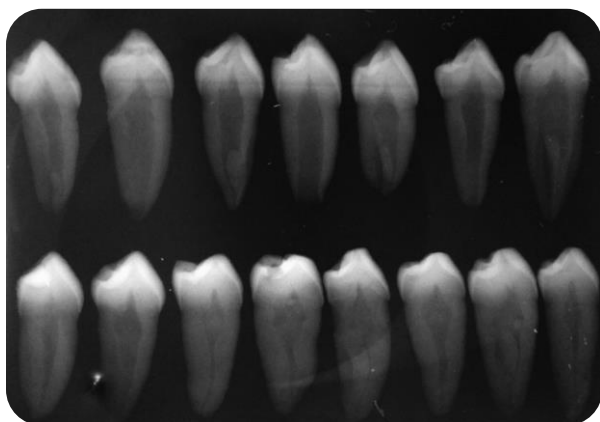
Grupo	No. Dientes	No. Muestras	Material a utilizar
<b>A</b>	15	Segmentos tercio cervical: 15 Segmentos tercio medio: 15	RelyX™ U200
<b>B</b>	15	Segmentos tercio cervical: 15 Segmentos tercio medio: 15	RelyX™ ARC
<b>C</b>	15	Segmentos tercio cervical: 15 Segmentos tercio medio: 15	RelyX™ Luting2

### 5.3 MÉTODO:

Se recolectaron 45 dientes uniradiculares y biradiculares, en su mayoría primeros premolares inferiores donados por alumnos de la Facultad de Odontología y de la División de Estudios de Posgrado de la UNAM. Todos los dientes recolectados presentaban un tiempo no mayor a los 5 meses de haber sido extraídos como lo marca la norma 11405 de ISO.

Todos los órganos dentarios fueron limpiados con agua destilada y curetas periodontales. Posteriormente se separaron de forma aleatoria en tres grupos: (A), (B) y (C), cada grupo con quince dientes.

A todos los dientes se le tomó una radiografía inicial para verificar la ausencia de caries, fisuras, fracturas o calcificaciones radiculares como se muestra en la **Fig. 15**. Finalmente, se almacenaron en agua destilada y se colocaron en refrigeración a 5°C, hasta ser utilizados. **Fig. 16**.



**Figura 15.** Radiografía inicial.



**Figura 16.** Almacenamiento de un grupo.

Los dientes se montaron en reglas acrílicas para ser segmentados a nivel coronal, aproximadamente 1mm por arriba de la línea amelocementaria. De esta forma se

estandarizó su longitud a 17mm (+/- 1mm) **Fig. 17.**, el procedimiento se realizó con la máquina de corte de precisión Guillis-Hamco. **Fig. 18.**



**Figura 18.** Corte de precisión con la máquina Guillis-Hamco.



**Figura 17.** Dientes segmentados a nivel de la línea amelocementaria.

Posteriormente se realizó el tratamiento de conductos de manera homogenizada en todos los dientes, empleando una técnica manual, corono-apical de fuerzas balanceadas, utilizando limas FlexoFile/K-File, y drills Gates Glidden #2, #3 y #4, mediante el principio de presión pasiva. Se trabajó el tercio apical hasta una lima maestra 45, la irrigación se realizó con VIARZONI-T (NaClO)5.25%, pH 10.75 – 10.81 y la obturación con técnica de condensación lateral empleando puntas de gutapercha estandarizadas de medidas 45, FF, FM, F, MF y Sealapex™.

La irrigación se realizó antes y después de utilizar cada instrumento endodóncico, empleando de 2-3mm de solución por uso. Antes de iniciar la instrumentación en cada grupo se midió el pH de la solución con un potenciómetro Oakton®, **Fig. 19 y 20.**





Figura 19.

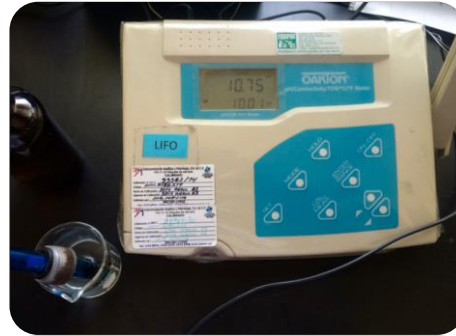


Figura 20.

**Figuras 19-20.** Potenciómetro OAKTON® y medición de pH del NaClO

La instrumentación y/o obturación tuvo que ser adaptada en función de los diferentes diámetros y morfologías de los conductos. Sin embargo, todos los tratamientos se intentaron realizar bajo el siguiente protocolo y con un tiempo de trabajo entre los 10-15min:

- A. Medición del diente.
- B. Sustracción de 5mm a valor de longitud real del diente (LRD)
- C. Exploración del conducto radicular con lima-K 15 en la longitud correspondiente al valor obtenido en el punto anterior. **Fig. 21.**
- D. Uso de fresa Gates Glidden #3 en el tercio cervical del conducto radicular con movimientos de vaivén y trabajando de 2-3mm. aprox. **Fig. 22.**
- E. Exploración del conducto radicular con lima-K 15 en la longitud obtenida en (C), e irrigación con VIARZONI-T 5,25%.
- F. Uso de fresa Gates Glidden #4 en el tercio cervical del conducto radicular con movimientos de vaivén y trabajando de 2-3mm. aprox.
- G. Exploración del conducto e irrigación con VIARZONI-T 5,25%.
- H. Uso de fresa Gates Glidden #3 en el tercio cervical-medio del conducto radicular con movimientos de vaivén y trabajando de 2-3mm. aprox.
- I. Exploración del conducto e irrigación con VIARZONI-T 5,25%.
- J. Uso de fresa Gates Glidden #2 en el tercio medio del conducto radicular

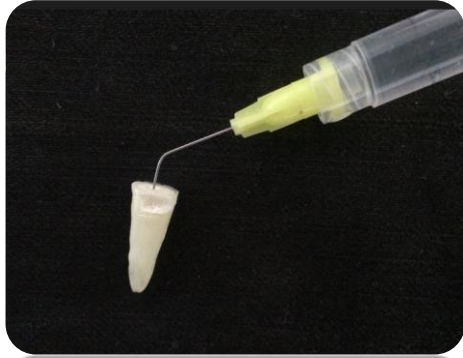
- con movimientos de vaivén y trabajando de 2-3mm. aprox.
- K. Exploración del conducto e irrigación con VIARZONI-T 5,25%.
  - L. Profunda irrigación con VIARZONI-T 5,25% **Fig. 23.**
  - M. Selección del primer instrumento Flexo File a ser utilizado en el tercio apical y preparación con dos o tres instrumentos adicionales. Irrigación con VIARZONI-T 5,25% entre cada instrumento.
  - N. Preparación apical con lima maestra 45. **Fig. 24.**
  - O. Prueba del cono estandarizado principal. **Fig. 25.**
  - P. Secado del conducto con cánula endodóncica y puntas de papel.
  - Q. Manipulación del cemento endodóncico Sealapex™ Kerr® de acuerdo a las instrucciones del fabricante.
  - R. Inserción de cono principal embebido en cemento para llevar el material a todas las superficies del conducto.
  - S. Inserción de conos secundarios utilizando condensadores endodóncicos y mediante movimientos de vaivén para expulsar el aire contenido en el conducto y evitar el surgimiento de burbujas.
  - T. Corte de los conos y condensación vertical.
  - U. Radiografía final. **Fig. 26.**



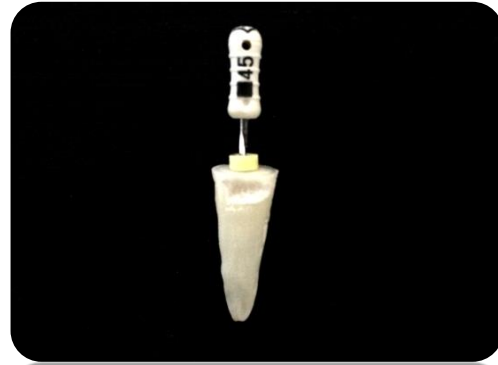
**Figura 21.** Exploración del conducto.



**Figura 22.** Uso de fresa Gates Glidden



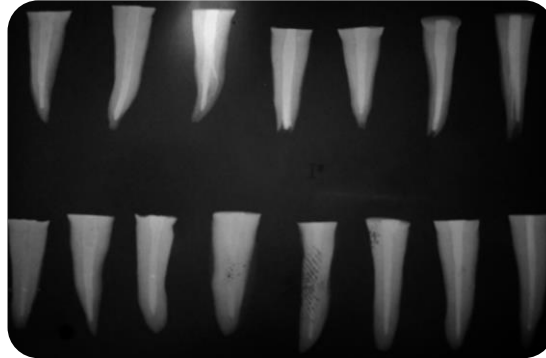
**Figura 23.** Irrigación con VIARZONI-T



**Figura 24.** Preparación apical



**Figura 25.** Prueba de cono principal estandarizado.



**Figura 26.** Radiografía final de obturación.

Posterior al tratamiento endodóntico, todos los dientes se colocaron en agua destilada y refrigeración a 5°C por tres días.

Pasando los tres días, se desobturaron parcialmente los conductos con Drills Largo Peeso #2, #3 y #4 (de 7-8mm en cada conducto) y finalmente se utilizó el kit de drills de precisión correspondiente al sistema de postes ParaPOST® FIBERLUX™ **Fig. 27.**, la preparación de los conductos se realizó con una constante irrigación de NaClO y aplicando secuencialmente el drill amarillo con un diámetro de

1.00mm, posteriormente el drill azul con un diámetro de 1.14mm y finalmente el drill rojo cuyo diámetro estandarizado es de 1.25mm. **Fig. 28.**



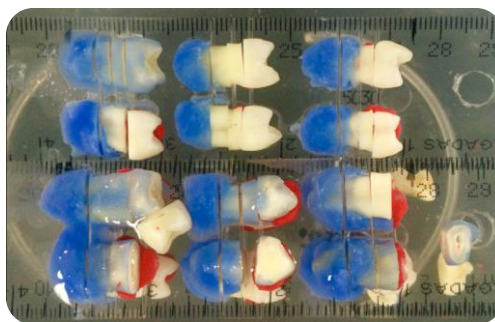
Figura 27.



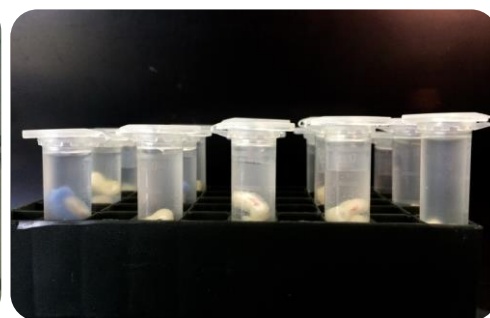
Figura 28.

**Figuras 27-28.** Kit ParaPOST FIBERLUX™ y drill rojo para preparación final del conducto.

Después de la desobturación, los dientes fueron seccionados a nivel radicular de manera perpendicular a su eje longitudinal para obtener dos segmentos: cervical y medio, de espesores similares (3-4mm aprox.) **Fig. 29.** El procedimiento se llevó a cabo con la máquina de corte Guillis-Hamco. Cada segmento fue almacenado en agua destilada para evitar su deshidratación **Fig. 30.**



**Figura 29.** Corte a nivel cervical y medio radicular.



**Figura 30.** Separación y almacenamiento de cada segmento.

Posterior a su corte, cada uno de los segmentos fue centrado y fijado con acrílico autopolidimerizable dentro de un conformador de muestras metálico de forma cilíndrica con diámetro de 15mm, de profundidad variable **Fig. 31-32**.



Figura 31.

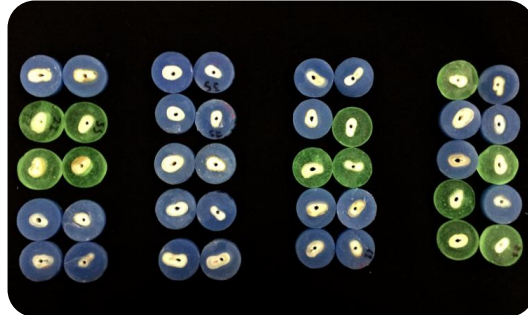
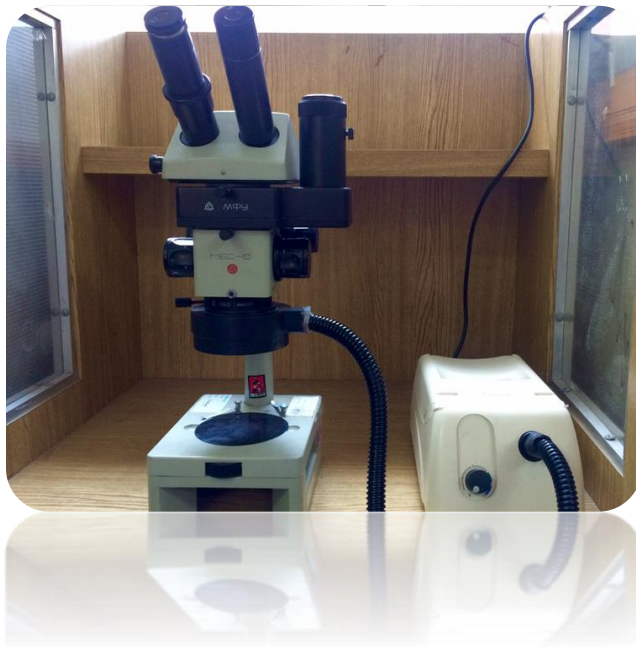


Figura 32.

**Figuras 31-32.** Conformación de las muestras con acrílico autopolidimerizable.

Una vez fijados en acrílico, se observaron las muestras en el microscopio 1.14C LEITZ MC6-10 a 56 aumentos (56x) **Fig. 33**, para obtener de la manera más precisa posible los diámetros del conducto radicular y posteriormente obtener con estas su área interna.



**Figura 33.** Microscopio 1.14C LEITZ MC6-10

En cada muestra se obtuvieron tres valores: El diámetro cervical de la entrada del conducto, el diámetro apical de la entrada del conducto y la altura de cada segmento.

**Figuras 34-39**, muestran algunas de las imágenes obtenidas con el microscopio 1.14C LEITZ MC6-10.

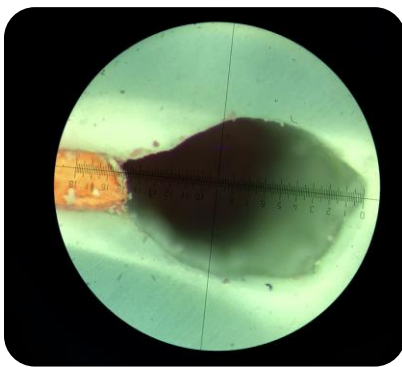


Figura 34.

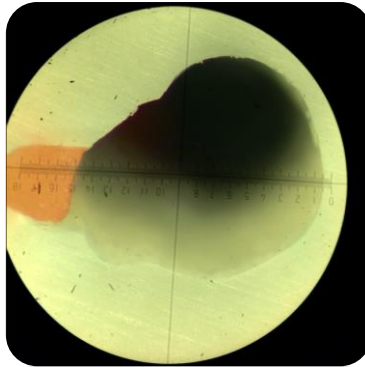


Figura 35.

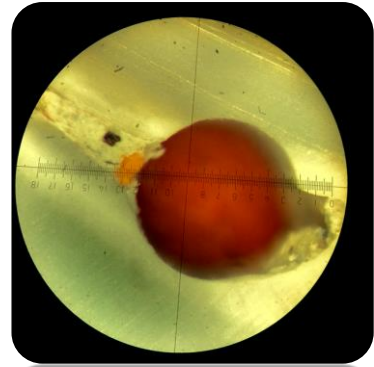


Figura 36.

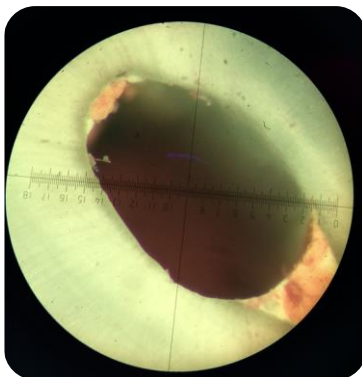


Figura 37.

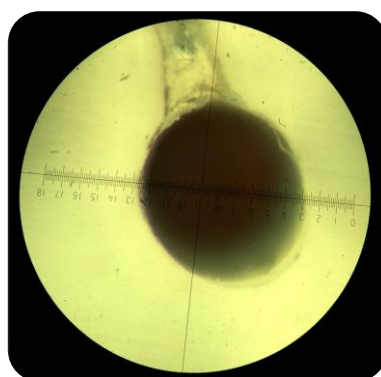


Figura 38.

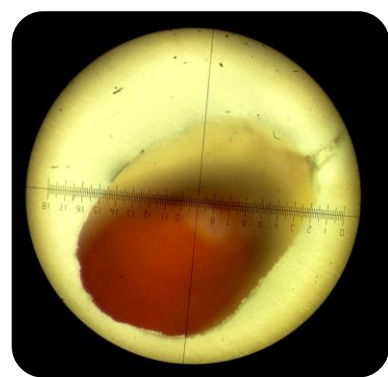


Figura 39.

La altura de cada segmento fue tomada con un calibrador Vernier Mitutoyo (Mitutoyo Corporation™. Japón)

El área interna por segmento se obtuvo conforme a las fórmulas de un cono truncado **Fig. 40-41**.

CONO TRUNCADO:

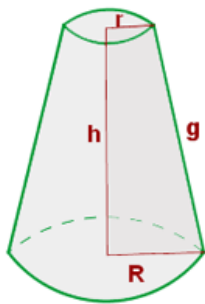


Figura 40.

$$A_L = \pi \cdot (R + r) \cdot g$$

$$A_T = \pi [g(R + r) + R^2 + r^2]$$

$$V = \frac{1}{3} \cdot \pi \cdot h (R^2 + r^2 + R \cdot r)$$

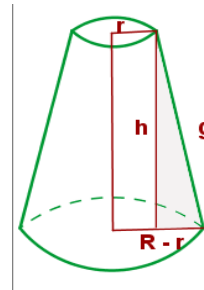


Figura 41.

$$g^2 = h^2 + (R - r)^2$$

$$g = \sqrt{h^2 + (R - r)^2}$$

**Figuras 40-41.** Formulas de Área/Generatriz/Volumen de una pirámide truncada.

Específicamente se ocupó la fórmula de Área lateral  $A_L = \pi (R + r) g$  ya que esta representa la superficie interna del conducto radicular en cada segmento. Donde  $\pi = 3.14$ ;  $g$  = Inclinación del conducto [ $g = \sqrt{h^2 + (R - r)^2}$ ];  $R$ , representa la apertura del conducto en cervical y  $r$ , representa la apertura del conducto en apical.

Después de obtener las áreas de todos los segmentos, se asignó aleatoriamente un cemento adhesivo a cada grupo.

Siguiendo las instrucciones del fabricante establecidas para cada material, se colocó una porción del cemento correspondiente dentro de los conductos radiculares de los tres grupos.

Para llevar cada cemento al espacio radicular se empleó una espátula de resinas Hu-Friedy®, se condensó manualmente el material para evitar la formación de burbujas y se fotopolimerizó por 40s con la lámpara Bluephase N® IvoclarVivadent™ cuya potencia es de 800mW/cm<sup>2</sup>. Para cada grupo se verificó

previamente su irradiación con el radiómetro Kerr™ **Fig. 42.**



**Figura 42.** Medición de irradiación de la lámpara Bluephase N IvoclarVivadent™

#### GRUPO A

Se seleccionó el cemento Relyx™U200 **Fig. 43.**, y siguiendo las indicaciones del fabricante previamente citadas, se secaron los conductos con puntas de papel e inmediatamente se mezcló y se colocó una porción del material dentro de los conductos de todas las muestras del grupo. El procedimiento se realizó manualmente con un instrumento para resinas Hu-Friedy® **Fig. 44** y se fotopolimerizó 20s por ambos lados de la muestra **Fig. 45.**

Es importante mencionar que este material es el único que propone la irrigación profunda con NaClO del 2.5 - 5.25%, previo a su colocación dentro del conducto.





Figura 43.

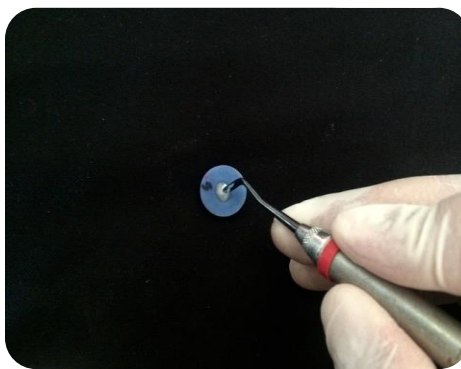


Figura 44.

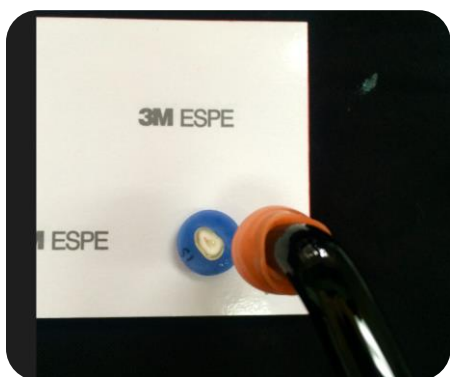


Figura 45.

**Figuras 43-45.** Presentación, colocación y fotocurado del cemento Relyx™ U200.

## GRUPO B

Se seleccionó el cemento Relyx™ LUTING **Fig. 46**, y siguiendo las indicaciones del fabricante previamente citadas, se secaron los conductos con puntas de papel e inmediatamente se mezcló y se colocó una cantidad del material dentro de los conductos de todas las muestras del grupo utilizando un instrumento para resinas Hu-Friedy® **Fig. 47-49**.



Figura 46.



Figura 47.

**Figuras 46-47.** Presentación y dosificación del cemento Relyx™LUTING2.

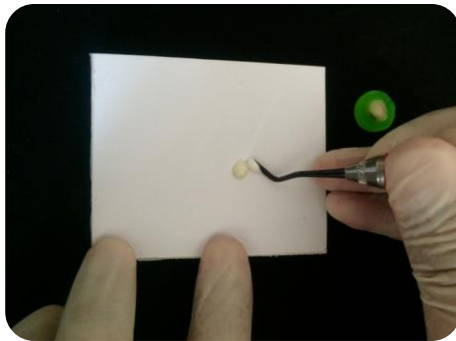


Figura 48.

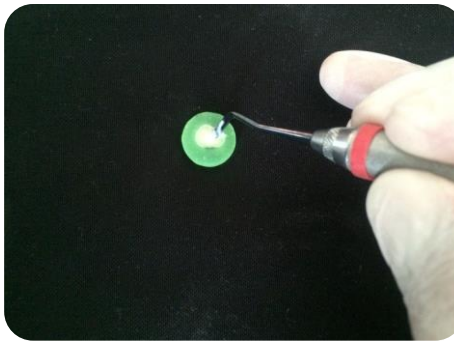


Figura 49.

**Figuras 48-49.** Manipulación y colocación del cemento Relyx™LUTING2.

Al ser un material autopolimizable no fue necesario colocar una fuente de energía externa (luz azul), por lo que únicamente se dejó que el material pasara por su etapa cerosa y terminara de polimerizar. (3-5min aprox.)

## GRUPO C

Se seleccionó el cemento Relyx™ARC, y siguiendo las indicaciones del fabricante previamente citadas, se colocó una cantidad del material dentro de los conductos

de todas las muestras del grupo.

Es importante recalcar que este cemento resinoso establece en su protocolo de adhesión la aplicación previa de un adhesivo de 4<sup>a</sup> o 5<sup>a</sup> generación, por lo que se realizó un grabado ácido dentro de los conductos por un tiempo de 15s con Scotchbond Universal Etchant 3M® (ácido fosfórico 37%) **Fig. 50** y posteriormente se realizó un lavado a presión con agua y aire por 15s. **Fig. 51.**

Después de este procedimiento los conductos fueron secados con puntas de papel.

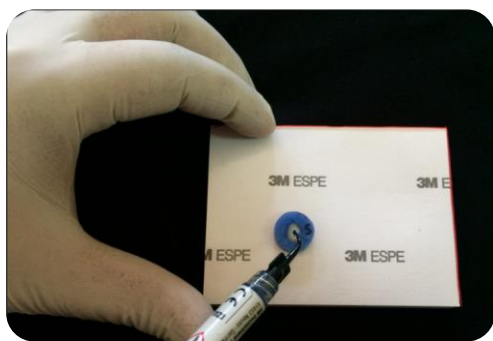


Figura 50.

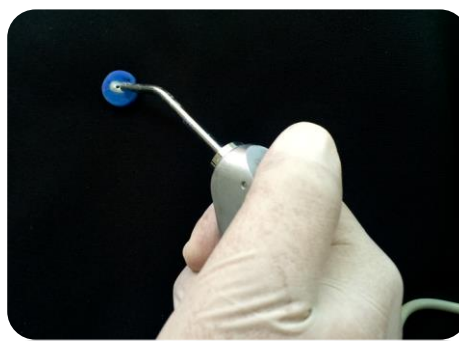


Figura 51.

**Figura 50.** Grabado del conducto con ácido fosfórico 37% ScotchBond™ por 15s.

**Figura 51.** Lavado del conducto con agua + aire por 15s.

Después de realizarse el acondicionamiento ácido, se dosificó el adhesivo Adper™ SingleBond2 3M® **Fig. 52**, se colocaron dos capas del adhesivo dentro de los conductos de cada muestra y se fotopolimerizó por 10s **Fig. 53.**

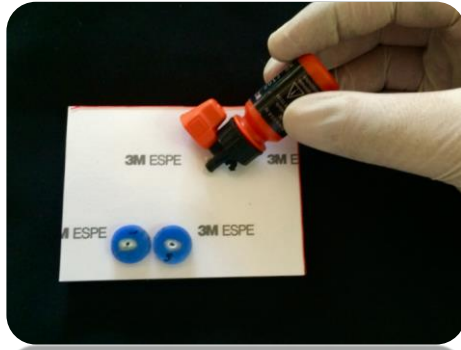


Figura 52.



Figura 53.

**Figuras 52-53.** Dosificación del adhesivo Adper™ SingleBond2 y colocación de dos capas dentro del conducto.

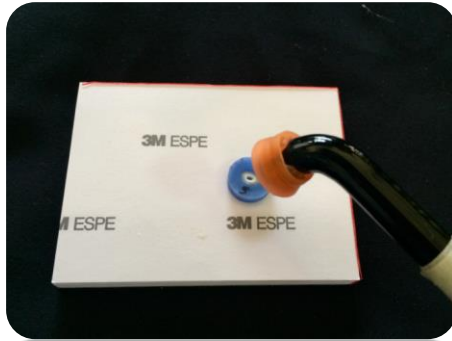


Figura 54.



Figura 55.

**Figura 54.** Fotopolimerización del adhesivo por 10s.

**Figura 55.** Dosificación del cemento Relyx™ ARC.

Una vez colocado el adhesivo, se dosificó y se mezcló el cemento resinoso con un instrumento para resinas Hu-Friedy®. Se llevó una porción del material al conducto y se fotopolimerizó por 20s en ambos lados **Fig. 56**.

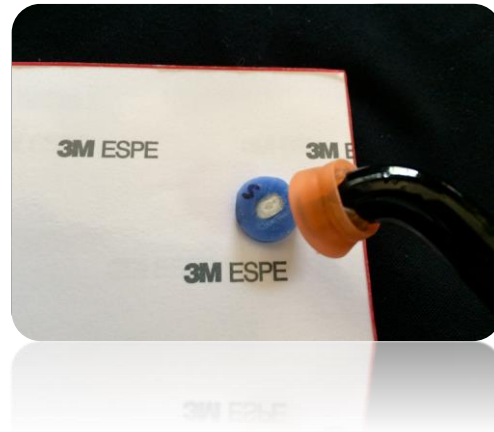


Figura 56.

**Figura 56.** Fotopolimerización del cemento por 20s.

Al terminar cada muestra, se colocaron en agua bidestilada generando un ambiente de humedad al 100% **Fig. 57-59**. Todas las muestras se etiquetaron y se mantuvieron a una temperatura controlada de 37°C por 5 días en la estufa incubadora FELISA™ **Fig. 60**.



Figura 57.

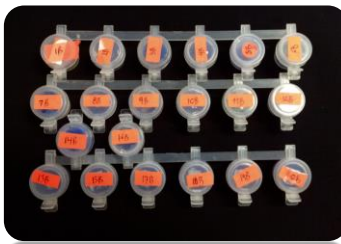


Figura 58.



Figura 59.

**Figuras 57-59.** Almacenamiento de las muestras.



**Figura 60.** Estufa incubadora FELISA™.

Al cumplir el tiempo establecido, se realizó la prueba a cada muestra aplicando una fuerza de empuje en sentido ápico-coronal con la máquina universal de pruebas mecánicas (INSTRON™ 5567) Fig. 61 con una velocidad de carga de 1mm/min. La fuerza se aplicó empleando un pistón metálico de 1mm de diámetro en contacto céntrico con la obturación del cemento resinoso **Fig. 62 y 63.**



Figura 62.



Figura 63.

**Figuras 62-63.** Aditamento con pistón metálico y colocación de una muestra.



**Figura 61.** Máquina universal de pruebas mecánicas INSTRON™

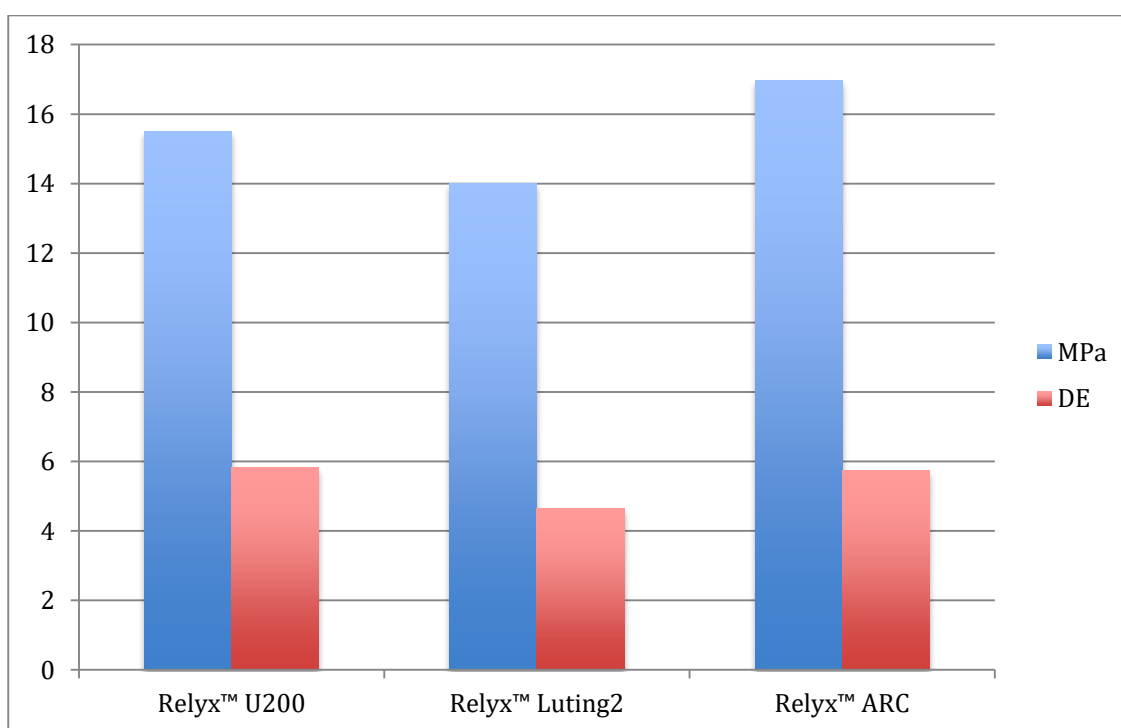


**Figura 64.** Muestra posterior a la prueba de desalojo.

## 6. RESULTADOS

En cada grupo, se calculó el esfuerzo aplicado dividiendo la fuerza medida en Newtons (N) entre el área de cada muestra ( $A_L$ ). Los valores se reportan en Megapascales (MPa).

Los datos obtenidos en los tres grupos fueron sometidos a un análisis de varianza, aplicando una prueba paramétrica ANOVA de una vía con un nivel de significación ( $P=0.11$ ) y un post hoc con la prueba de TUKEY.



**Figura 65.** Fuerza de adhesión de los cementos estudiados y desviación estándar.

Como se muestra en la gráfica el grupo que mayor fuerza de adhesión tuvo fue el grupo cementado con Relyx™ ARC, con un promedio de 16.97MPa, una desviación estándar (DE) de 5.74 y un coeficiente de variación (CV) de 33.84; no teniendo diferencias estadísticamente significativas con los otros grupos.



Contrariamente, el grupo con menor fuerza de adhesión fue el cementado con Relyx™ Luting2, generando un promedio de 14.01MPa, una (DE) de 4.63 y un (CV) de 33.10.

Finalmente, el grupo cementado con Relyx™ U200 generó una fuerza de adhesión con un promedio de 15.497MPa, una (DE) de 5.81 y un (CV) de 37.50.

## 7. DISCUSIÓN

Los estudios sobre adhesión a las distintas zonas de la dentina constituyen gran parte de las investigaciones realizadas en odontología, siendo una de las principales variables estudiadas la resistencia o fuerza adhesiva. En el caso específico de adhesión a dentina intraradicular aún hay cierta confusión sobre la verdadera interacción que tienen los sistemas adhesivos y cementos resinosos con este sustrato, esto debido a los contrastantes resultados que se han obtenido en diferentes estudios. Sin embargo, la mayoría de los autores marca la existencia de múltiples factores que intervienen en el desempeño de dichos materiales.

Inicialmente, uno de los principios fundamentales para lograr la adhesión a cualquier sustrato está basado en la obtención de superficies limpias, situación que en los estudios realizados por Ensinas<sup>54</sup>, y Gu<sup>55</sup>, se evidencia la imposibilidad de lograr que las superficies de los conductos radiculares se mantengan libres de materiales propios del tratamiento endodóntico, independientemente de los sistemas empleados para su remoción.

Adicionalmente, Violich<sup>7</sup> y Kokkas<sup>56</sup>, mencionan que el barrillo dentinario formado a partir de la instrumentación biomecánica en el tratamiento endodóntico oblitera drásticamente los túbulos dentinarios presentes en toda la superficie del conducto radicular, lo cual dificulta la posterior penetración de cualquier material cementante-adhesivo en la zona debido al empaquetamiento del barrillo dentinario dentro de los túbulos. Inclusive, Kandil et. al.<sup>35</sup> ha encontrado evidencias de que soluciones como el EDTA o el NaClO, no logran eliminarlo por completo.

Por otro lado, diversos estudios mantienen que el uso de los irrigantes endodónticos modifican la estructura dentinaria, afectando principalmente la calidad e integridad de las fibras colágeno. Mancini<sup>34</sup> y Breschi<sup>27</sup>, mencionan en sus estudios, que la solución de NaClO utilizada en el tratamiento endodóntico, ya sea sola o en combinación con otro irrigante causa la desnaturalización de las fibras colágenas en la dentina y consecuentemente la disminución de fuerzas adhesivas en los sistemas adhesivos y cementos resinosos debido a que el

colágeno tiene un papel importante en el mecanismo de unión de estos materiales. Contradictoriamente, autores como Niama<sup>20</sup> y Alava<sup>25</sup>, plantean que la desproteización y eliminación de las fibras colágenas puede mejorar la permeabilidad dentinaria de tal forma que facilita la penetración del sistema adhesivo para la formación de “tags” en los túbulos dentinarios y esto contribuye a una alta fuerza de unión. Esta situación es apoyada por una minoría de autores debido a que el NaClO tiende a disociarse formando ácido clorhídrico y liberando oxígeno. El oxígeno produce inhibición en la polimerización y dificulta la infiltración de resinas. Ante esto, Zahed<sup>37</sup> y otros autores en su intento por mejorar la adhesión, han propuesto incluso el uso de soluciones a base de ácido ascórbico y de tiosulfato de sodio para la remoción del NaClO y del oxígeno dentro del conducto.

Henostroza<sup>3</sup> afirma que el incremento de tiempo de aplicación del NaClO al 5.25% resulta en una disminución progresiva de la fuerza de unión, por lo que idealmente se deberían contemplar tiempos mínimos de exposición del sustrato al NaClO, situación poco viable debido a la importancia que tiene esta solución en el tratamiento endodóncico. Ante esta situación, en un estudio reciente, Didem<sup>38</sup> evalúa la degradación de colágeno en dentina radicular utilizando diferentes irrigantes (NaClO, EDTA, ácido cítrico, clorhexidina) y variando sus concentraciones y sus tiempos de exposición. Dentro de sus resultados muestra como factor más perjudicial a las concentraciones altas de los irrigantes sobre sus tiempos de exposición.

Partiendo de la idea de lo inevitable que es el uso de estos irrigantes, Ari<sup>57</sup> publicó un estudio para el Journal Of Endodontics, donde comprobó que la fuerza adhesiva de los cementos resinosos disminuye drásticamente tras la irrigación con NaClO al 5%, esto lo realizó mediante la comparación entre conductos irrigados con agua destilada y conductos irrigados con NaClO durante 5min, todos los conductos fueron rellenados con cementos resinosos de diferentes casa comerciales, y posteriormente fueron sometidas a una prueba mecánica de microtensión para evaluar su fuerza adhesiva. Los resultados mostraron una

disminución alrededor de los 10MPa en aquellos grupos irrigados con la solución de NaClO. De esta forma, concluyó que independientemente del sistema adhesivo empleado, este tenderá a disminuir en un 18% su fuerza adhesiva dentro de los conductos radiculares.

En un estudio similar, Jardim et al.<sup>26</sup> compara el desempeño de un cemento resinoso dentro de conductos radiculares irrigados con diferentes soluciones: NaClO 5.25%, EDTA 17%, EDTA 17% + NaClO 5.25%, EDTA 17% + CHX 2% y CHX 2%. Posteriormente realizó una prueba de desalojo por empuje similar a la hecha en este estudio. Sus resultados mostraron una evidente disminución de la fuerza adhesiva en los conductos irrigados con NaClO 5.25%, tanto en solución sola como combinada con EDTA 17%. En ambos caso se obtuvieron valores que oscilaban entre los 9MPa. Al comparar dichos valores con los obtenidos en este estudio, cuyos promedios fueron de 14 y 16MPa podemos notar que las diferencias son mínimas y muy probablemente relacionadas al protocolo de manipulación del material, tiempos y cantidades de la solución empleada.

Breschi <sup>27, 52</sup> ha realizado múltiples estudios comparativos para evaluar la fuerza adhesiva de diferentes materiales sobre diferentes zonas dentinarias, dentro de estos estudios se ha evaluado el desempeño de los cementos resinosos de la casa comercial 3M® ESPE™ sobre dentina coronal y dentina radicular, presentando promedios de 20 y 13MPa respectivamente, situación que junto con los resultados obtenidos en este estudio nos hace pensar que independientemente del sistema empleado, las fuerzas tienden a descender como lo mencionó Ari<sup>57</sup>.

## 8. CONCLUSIÓN

En base a las pruebas realizadas y a los resultados obtenidos, podemos concluir que de los tres cementos resinosos manipulados en este estudio y pertenecientes a la casa comercial 3M® ESPE™, el cemento Relyx™ ARC, es el que presenta los valores más altos de fuerza adhesiva, muy probablemente debido a la técnica de grabado ácido que emplea. De tal forma, este material será el más indicado para la realización de protocolos adhesivos dentro de los conductos radiculares.

Los cementos resinosos auto-adhesivos, en este caso Relyx™ Luting y Relyx™ U200 presentan varias ventajas, sobre todo, ligadas a su fácil manipulación y a la reducción de tiempos operatorios. Además, como se ha comprobado en este y otros estudios, los sistemas de este tipo presentarán valores inferiores de fuerza adhesiva en comparación a los sistemas de grabado ácido y lavado, pero no serán significativamente relevantes.

Finalmente, basándonos en la literatura consultada y en la prueba realizada, podemos mencionar que independientemente del sistema empleado, los valores de fuerzas adhesivas disminuirán en zonas radiculares por la desmineralización y desnaturalización generada durante el tratamiento endodóncico, sin embargo esto no afectará drásticamente la eficacia de los materiales adhesivos.

## 9. BIBLIOGRAFÍA

1. Barrancos J. *Operatoria dental: Integración clínica*. 4ª ed. Buenos Aires: Panamericana; 2006.
2. Gómez de Ferraris ME. *Histología, embriología e ingeniería tisular bucodental*. 3ª ed. Buenos Aires: Panamericana; 2009.
3. Henostroza G. *Adhesión en odontología restauradora*. 2ª ed. Madrid: Ripano; 2010.
4. Bottino MA. *Estética en rehabilitación oral. METAL FREE*. 1ª ed. Sao Paulo: Artes Médicas; 2001.
5. Machado ME. *Endodoncia, de la biología a la técnica*. 1ª ed. Caracas: AMOLCA; 2009.
6. Cohen S. *Vías de la pulpa*. 10ª ed. España: Elsevier; 2011.
7. Violich D. *The smear layer in endodontics: a review*. Inter Endo J. 2010; 43(1): 2-15.
8. Castagnola R, et al. *Efficacy of three different irrigation techniques in the removal of smear layer and organic debris from root canal wall: a scanning electron microscope study*. G Ital Endod. Società Italiana di Endodonzia; 2014; 28(2): 79-86.
9. Koçani F. *The cleaning efficiency of the root canal after different instrumentation technique and irrigation protocol: A SEM analysis*. Open J Stomatol. 2012; 02 (02): 69–76.
10. Gabriela CM, Sonia M, Beatriz O, Genoveva AE. *Dehiscencia de tejido por contacto con hipoclorito de sodio*. Rev Tamé. 2013; 2(4): 118–122.
11. Craig R. *Materiales de odontología restauradora*. 10ª ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998.
12. Macchi RL. *Materiales dentales*. 4ª ed. Buenos Aires: Panamericana; 2009.
13. Phillips R. *La ciencia de los materiales dentales*. 10ª ed. México: Interamericana McGraw Hill; 1998.
14. Barceló FH. *Materiales dentales: conocimientos básicos aplicados*. México: Trillas; 2008.

15. Zamorano X, Díaz F, Valenzuela V, Aguilera A. *Microestructura de la zona de adhesión en conductos tratados endodónticamente*. Rev Dent Chile. 2005; 92(2): 2-6.
16. Camps I. *La evolución de la adhesión a dentina*. Av Odontoestomatol. 2004; 20(1): 11-17.
17. Hernández M. *Aspectos prácticos de la adhesión a dentina*. Av Odontoestomatol. 2004; 20(1): 19-32
18. Breschi L, et al. *Dental adhesión review: Aging and stability of the bonded interface*. Dent Mater. 2008; 24(1): 90-101.
19. Pignata S, Vola J. *Importancia de la interfaz dentina-adhesivo en la longevidad de las restauraciones adheridas. El papel de los nuevos agentes reticuladores*. RODyB. 2015; 4(1): 34-42.
20. Niama R, Tameesh M. *A new concept in hybridization: bromelain enzyme for deproteinizing dentin before application of adhesive system*. Smile Dent J. 2013; 8(1): 18-23.
21. De Munk J, et al. *Effect on dentin location and long-term water storage on bonding effectiveness of dentin adhesives*. Dent Mater J. 2011; 31(1): 7-13.
22. Brackett M, Brackett W. *In vivo chlorhexidine stabilization of hybrid layers of an acetone-based dentin adhesive*. Op Dent. 2009; 34(4): 379-383.
23. Malacarne Z, et al. *Effects of ethanol addition on the water sorption solubility and percent conversion of comonomers in model dental adhesives*. Dent Mater. 2009; 84(1): 1275-1284.
24. Uribe-Echeverria J, et al. *Influencia de la desproteinización dentinaria sobre la resistencia adhesiva*. RODyB. 2006; 1(1): 2-9.
25. Alava M, Mena N, Sandoval F. *Evaluación de la interfase de adhesión-cohesión entre el poste de fibra de vidrio, cemento dual y dentina, previa irrigación con 2 sustancias desinfectantes*. Rev Odont Mex. 2012; 16(3): 182-187.
26. Jardim et al. *The effect of endodontic chemicals on the retention of fiber posts luted using a self-adhesive cement*. Ap Adhe Scien J. 2014; 2(20):1-6.

27. Breschi L, Mazzoni, De Stefano E, Ferrari M. *Adhesion to intraradicular dentin: A review*. J Adhe Scien Tech. 2009; 23(7): 1053-1083.
28. Parodi G, Pignata S. *Protocolo de cementado alternativo para situaciones clínicas adversas utilizando postes de fibra; estudio con MEB*. RODyB. 2015; 4(2): 44-49.
29. Cedillo J, Espinosa R. *Nuevas tendencias para la cementación de postes*. Rev ADM. 2011; 68(4): 196-206.
30. Orozco G, Romero D, Huerta H, Arámbula J, Álvarez S. *Pruebas de adhesión en postes de fibra de vidrio utilizando dos diferentes cementos a base de resina*. Rev Tamé. 2012; 1(1): 2-8.
31. Arana L, Arana D, Gomes J. *Efecto del grabado de la dentina radicular con el ácido dietilenoaminotetra acético (EDTA) en la resistencia de unión de cementos autoadhesivos y autograbantes*. Act Odont Ve. 2012; 50(1).
32. Espinoza R, Gascon G, Ortiz D, Vázquez J, Valenzuela L. *Efecto de los sistemas adhesivos de autograbado y cementos autoadhesivos en la cementación de postes intraradicales: Análisis al MEB*. RODyB. 2014; 3(1): 22-27.
33. Zehnder M. *Root canal irrigants*. J Endodont. 2006; 32 (5): 389-398.
34. Mancini M, Cianconi L. *SEM evaluation of apical intraradicular dentine cleanliness and degree of erosion after the application of three irrigating solutions*. Open J Stomatol. 2013; 03(02): 171–175.
35. Kandil HE, Labib AH, Alhadainy H. *Effect of different irrigant solutions on microhardness and smear layer removal of root canal dentin*. Tanta Dent J. Faculty of Dentistry, Tanta University; 2014; 11(1): 1–11.
36. Spencer HR, Ike V, Brennan P. *Review: the use of sodium hypochlorite in endodontics--potential complications and their management*. Br Dent J. 2007; 202(9): 55–59.
37. Zahed M, Yazd I. *Sodium hypochlorite in endodontics: an update review*. Int Dent J. 2008; 58(1): 329-341.



38. Didem A, Haluk B, Gözde Y, Sükrü K. *Effects of oxidative irrigants on root dentine structure: Attenuated Total Reflection Fourier Transform Infrared Spectroscopy Study. OHDM. 2014; 13(3): 753-756.*
39. Cárdenas Á, Sánchez S, Tinajero C, González VM, Baires L. *Hipoclorito de sodio en irrigación de conductos radiculares: Sondeo de opinión y concentración en productos comerciales. Rev Odontológica Mex. 2012; 16(4): 252-258.*
40. Parra M, Garzón H. *Sistemas adhesivos autograbadores, resistencia de unión y nanofiltración: Una revisión. Rev Fac Odontol Univ Antioq 2012; 24(1): 133-151.*
41. Douglas T, Geller W. *Esthetic and restorative dentistry. Material selection and technique. 2ª ed. Illinois: Quintessence books; 2013.*
42. Cova JL. *Biomateriales Dentales. 2ª ed. Colombia: AMOLCA; 2010.*
43. Rodovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic Z, Ferrari M. *Self adhesive resin cements: A literature review. J Adhes Dent. 2008; 10(4): 251-258.*
44. Espinosa R, Valencia R, Ceja I, Teyechea F. *Disolución de agentes dentales de cementación: Estudio In vitro. RODyB. 2013; 2(1): 1-11.*
45. Mount G, et al. *A revised classification for direct tooth-colored restorative materials. Pubmed. 2009; 40(8): 691-697.*
46. Khoroushi M, Keshani F. *A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomers to bioactive glass-ionomers. Dent Res J. 2013; 10(4): 411-420.*
47. American National Standards/ American Dental Association Specification. N° 96. *Dental Water-based Cements. 2000. Pp 4.*
48. Peña J. *Resistencia adhesiva de dos agentes de fijación a base de resinas. UNCuyo. 2012; 6(1): 39-42.*
49. International Standard ISO 4049. *Dentistry polymer-based filling, restorative and luting materials. 3ª ed. 2000-07-15. Pp 2.*
50. 3M ESPE Profesionales Dentales, solutions.3m.com.mx [Internet]. México; 2015 [acceso 23 noviembre de 2015]. Disponible en

- [http://solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es\\_MX/3MESPE\\_LA/dental-professionals/productos/productos-por-categoria/cementos/relyx-arc/](http://solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es_MX/3MESPE_LA/dental-professionals/productos/productos-por-categoria/cementos/relyx-arc/)
51. 3M ESPE Profesionales Dentales, solutions.3m.com.mx [Internet]. México; 2015 [acceso 23 noviembre de 2015]. Disponible en [http://solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es\\_MX/3MESPE\\_LA/dental-professionals/productos/productos-por-categoria/cementos/adper-single-bond2/](http://solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es_MX/3MESPE_LA/dental-professionals/productos/productos-por-categoria/cementos/adper-single-bond2/)
52. 3M ESPE Profesionales Dentales, solutions.3m.com.mx [Internet]. México; 2015 [acceso 23 noviembre de 2015]. Disponible en [http://solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es\\_CL/3MESPE\\_LA/dental-professionals/productos/productos-por-categoria/cementos/u200/](http://solutions.3m.com.mx/wps/portal/3M/es_CL/3MESPE_LA/dental-professionals/productos/productos-por-categoria/cementos/u200/)
53. 3M ESPE Profesionales Dentales, solutions.3m.com.mx [Internet]. México; 2016 [acceso 17 febrero de 2016]. Disponible en <http://multimedia.3m.com/mws/media/2503630/relyx™-luting-luting-plus-cement.pdf>
54. Ensinas P. *Estudio comparativo de eliminación de gutapercha y sellador entre instrumentales manuales vs sistema rotatorio desobturador D1-D2-D3*. Rev Soc Chile Endod. 2009; 19(4): 10-14.
55. Gu L, Ling J, Wie X, Huang Y. *Efficacy of Protaper Universal Rotatory Retreatment System for gutta percha removal from root canals*. Int Endod J. 2008; 41(4): 288-295.
56. Kokkas A, Boutsoukis A, Vassiliadis L, Stavrianos C. *The influence of the smear layer on dentinal tubule penetration depth by three different root canal sealers: an in vitro study*. J Endod. 2004; 30(2): 100-2.
57. Ari H, Yasar E, Belli S. *Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin*. J Endod. 2004; 29(4): 248-251.