**UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA**
**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**
**POSTGRADO DE ENDODONCIA**

# OBTURACIÓN DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES CON MATERIALES A BASE DE RESINA

**Trabajo especial presentado ante la Ilustre Universidad Central de Venezuela por la Odontólogo Mónica Alejandra Domínguez Matheus, para optar al Título de Especialista en Endodoncia**

**Caracas, Noviembre de 2007**

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
POSTGRADO DE ENDODONCIA

# OBTURACIÓN DEL SISTEMA DE CONDUCTOS RADICULARES CON MATERIALES A BASE DE RESINA

Autor: Mónica Alejandra Domínguez Matheus

Tutor: Jesús Alfredo Díaz Siohl

Caracas, Noviembre de 2007

Firma _____

Tutor: Dr. Jesús Alfredo Díaz Siohl

Firma _____

C.I:

Firma _____

C.I:

Lugar/Fecha: _____

Observaciones:_____

_____

_____

*El sueño que te quita el sueño, es tu sueño, pero solo lo alcanzamos aquellos que contamos con la ayuda de seres maravillosos... A ti papá, porque en tu corta estadía, me enseñaste que no existen límites, que debo luchar día a día hasta alcanzarlo... Y a ti mami, por ser mamá y papá, por tu comprensión, tu apoyo incondicional y por luchar siempre para que alcanzara mis sueños... sin ti no lo hubiera logrado.*

## AGRADECIMIENTOS

. A mi tutor, el profesor Jesús Alfredo Díaz, Master of Science in Restorative Dentistry, por su inmenso apoyo, por toda la ayuda prestada con la mejor disposición y dedicación, y por ser el guía durante la ejecución de esta monografía.

. A la profesora María Valentina Camejo, Especialista en Endodoncia, por la ayuda brindada en la realización del anteproyecto de este trabajo de grado.

. A Xavier Reyes Matheus, Licenciado en Filología, por el apoyo brindado en la redacción de este trabajo de grado.

. A Jorge Fermín Narváez, Odontólogo, por su aclaración de todo lo referente al área de materiales dentales.

. A Yohny Romero, por la ayuda dedicada con la terminología en inglés, por la compañía, el apoyo y la paciencia en toda la ejecución de este trabajo.

. A mi familia, quienes nunca ahorran en palabras y gestos de apoyo, por entenderme y por incentivarme día a día en la ejecución de este trabajo de grado.

## LISTA DE CONTENIDOS


**Pág.**

**DEDICATORIA……. iii**

**AGRADECIMIENTO…….. iv**

**LISTA DE CONTENIDOS…….. vi**

**LISTA DE FIGURAS ……..…….. x**

**LISTA DE GRÁFICOS ……..…….. xii**

**LISTA DE MICROFOTOGRAFÍAS…….. xiv**

**LISTA DE TABLAS …….. xvii**

**RESUMEN……. xviii**

**I. INTRODUCCIÓN……. 1**

**II. REVISIÓN DE LA LITERATURA…… 6**

**1. Características estructurales de la dentina del conducto radicular tratada endodónticamente…….... 6**

**2. Definición de adhesión……. 8**

**3. Adhesión a Tejidos Dentinarios……. 10**

3.1. Adhesión a Esmalte……. 10

3.2. Adhesión a Dentina…… 12

3.2.1. Capa Híbrida…… 16

3.2.2. Adhesión a dentina del sistema de conductos radiculares como sustrato…… 18

**4. Cementos selladores a base de resina…… 24**

4.1. Clasificación de los cementos selladores a base de resina…… 27

4.1.1. Cementos selladores a base de resina polivinílica…… 27

4.1.2. Cementos selladores a base de resina epóxica… 29

4.1.3. Cementos selladores a base de resina compuesta…… 31

4.2. Propiedades de los cementos selladores a base de resina…… 35

**5. Influencia de los irrigantes empleados en la terapia endodóntica sobre la adhesión de los cementos selladores a base de resina…… 51**

5.1. Hipoclorito de Sodio…… 51

5.2. EDTA…… 54

5.3. Clorhexidina…… 57

**6. Material de obturación central a base de resina. Resilon®…… 60**

6.1. Composición del material de obturación a base de resina.

Resilon…… 63

6.2. Adhesión del Resilon a los cementos selladores a base de resina compuesta…… 67

**7. Capacidad adhesiva del "Sistema del Obturación Resilon"…… 71**

7.1. Resistencia de la unión adhesiva…… 71

7.2. Capacidad de Sellado…… 83

7.3. Resistencia a la fractura del diente tratado endodónticamente …… 96

**8. Variables de manipulación para un funcionamiento óptimo del "Sistema de Obturación Resilon"…… 101**

III. CONCLUSIONES…… 112

IV. REFERENCIAS…… 117

## LISTA DE FIGURAS

**Pág.**

Fig 1. Hibridización dentinaria. Tomado de Henostroza, 2003…….. 17

Fig 2. Radiografía donde se observa que el Resilon tiene mayor radiopacidad que la gutapercha. Tomado de Introducing Epiphany Soft Resin Endodontic Obturation System, 2004…….. 65

Fig 3. Ilustración de Monobloque secundario. Sistema de Obturación Resilon. Tomado de Tay y Pashley, 2007…….. 66

Fig 4. Prueba adhesiva microtraccional para evaluar la adhesión de cementos selladores a base de metacrilatos al Resilon. Tomado de Tay *et al.*, 2006…….. 70

Fig 5. Representación esquemática de prueba para medir la resistencia adhesiva traccional de la obturación del conducto radicular con un corte de dentina radicular. Tomado de Sly *et al*., 2007…….. 75

Fig 6. Asociación entre los valores del Factor de Configuración y las cavidades. Tomado de Abate, 2003…… 79

Fig 7. Ilustración del factor C en el conducto radicular. Tomado de Tay *et al.*, 2005…… 109

## LISTA DE GRÁFICOS

**Pág.**

Graf 1. Porcentaje de penetración del cemento sellador en los tercios coronario, medio y apical del conducto radicular. Tomado de Gharib *et al.*, 2007…… 22

Graf 2. Profundidad de penetración del cemento sellador en los tercios coronario, medio y apical del conducto radicular. Tomado de Gharib *et al.*, 2007…… 22

Graf 3. Resistencia a la tensión de cemento resinoso a la dentina radicular después del tratamiento con varios irrigantes. Tomado de Weston *et al.,* 2007…… 53

Graf 4. Efecto de ausencia o presencia de la capa de desecho en la resistencia de cizallamiento de tres cementos selladores a base de resina a la dentina radicular. Tomado de Unverdi Eldeniz *et al.*, 2005…… 56

Graf 5. Resistencia adhesiva microtraccional (MPa) a la dentina, después de usar diferentes irrigantes. Tomado de Santos et *al.,* 2006…… 59

Graf 6. Valores de resistencia adhesiva de las diferentes combinaciones AH Plus, gutapercha, Epiphany y Resilon. Tomado de Ungor *et al*., 2006…….. 77

Graf 7. Porcentaje de microfiltración de *Streptococcus mutans* y *Enterococcus faecalis* en diferentes combinaciones AH Plus, gutapercha, Epiphany y Resilon, en un período de 30 días. Tomado de Shipper *et al.*, 2004……. 85

Graf 8. Valores de microfiltración media apical de diferentes combinaciones de AH Plus, gutapercha, Epiphany y Resilon, por medio de filtración de fluido computarizada. Tomado de Onay *et al.,* 2006…….. 90

Graf 9. Cambio en las muestras exhibiendo la microfiltración detectable inmediatamente después de la obturación del conducto radicular y después de 16 meses de almacenaje en agua a 37˚C. Tomado de Paqué y Sirtes, 2007……. 95

Graf 10. Factor C asociado a diferentes longitudes del conducto radicular y al espesor de cemento sellador. Tomado de Tay *et al.*, 2005…….. 110

## LISTA DE MICROFOTOGRAFÍA

**Pág.**

Microfotografía 1. Microfotografías obtenidas por SEM-especímenes humanos: (a, b) tercio coronal; (c, d) tercio medio; (e, f) tercio apical (1.000 y 5.000X). Tomado de Camargo *et al*., 2007…… 23

Microfotografía 2. Imagen con microscopio confocal (20X) de una muestra obturada con RealSeal. Extensa infiltración de imprimador en la dentina. Tomado de Patel *et al.,* 2007… 38

Microfotografía 3. FE-SEM de muestra obturada con EndoRez después de disuelto el sustrato dental. Base de las prolongaciones de resina. Tomado de Bergmans *et al.,* 2005…… 42

Microfotografía 4. Imagen FE-SEM donde se observa la brecha en el material de obturación central (C) y la zona de interdifusión del cemento EndoRez. Tomado de Bergmans *et al.,* 2005…… 44

Microfotografía 5. Microfotografías de dos secciones de diente mostrando la capacidad de producir y remover la capa de desecho. Tomado de Unverdi Eldeniz *et al.,* 2005… 55

Microfotografía 6. Microfotografías de alta magnificación con FE-SEM, tomada a 20 KeV, que muestra la retención de cemento sellador fracturado en la superficie del Resilon. Tomado de Tay *et al.*, 2006…….. 68

Microfotografía 7. Microfotografía que ilustra la falla interfacial en el grupo Resilon/Epiphany. Tomado de Gesi *et al*., 2005…….. 73

Microfotografía 8. Microfotografía SEM (650X) de la sección longitudinal de diente obturado con gutapercha. Brecha entre la interfase sellador- dentina y gutapercha. Tomado de Shipper *et al*., 2004…….. 86

Microfotografía 9. Microfotografía SEM (1000X) de sección longitudinal de un diente descalcificado obturado con Resilon. El Resilon se observa cercanamente adaptado al sellador Epiphany. Tomado de Shipper *et al*., 2004……. 87

Microfotografía 10. Microfotografías FE-SEM de sección de especímenes obturados con compactación vertical, observación de variabilidad de formación de brechas del

Sistema Resilon y la combinación gutapercha/AH Plus. Tomado de Tay *et al.*, 2005..... 91

Microfotografía 11. Zona de interdifusión de resina formada en el tercio coronal del grupo al cual se le aplicó el adhesivo con microaplicador (SEM X 1310). Tomado de Ferrari *et al.*, 2001..... 106

Microfotografía 12. Prolongaciones de resina y ramificaciones laterales formadas en tercio apical del grupo al cual se le aplicó el adhesivo con microaplicador (SEM X 2500). Tomado de Ferrari *et al.*, 2001..... 106

## LISTA DE TABLAS

**Pág.**

Tabla I. Cementos selladores a base de resina. Tomado de Unverdi *et al*., 2005; Donnely *et al*., 2007; Hammad *et al*., 2007; Tay *et al*., 2005…….. 27

Tabla II. Composición del cementosellador Diaket. Tomado de Unverdi *et al*., 2005…….. 28

Tabla III. Composición del cemento sellador AH 26. Tomado de Lee *et al*., 2002…….. 29

Tabla IV. Composición del cemento sellador AH Plus/Top Seal. Tomado de Donnely *et al.*, 2007…….. 30

Tabla V. Composición del cemento sellador EndoRez. Tomado de Donelly *et al*., 2007…….. 31

Tabla VI. Composición del cemento sellador Epiphany. Tomado de Donelly *et al*., 2007…….. 34

Tabla VII. Fuerza requerida para causar fractura vertical de dientes obturados con Resilon o gutapercha. Tomado de Texeira *et al.,* 2004…….. 98

## RESUMEN

Uno de los objetivos principales de la terapia endodóntica es la obturación tridimensional del sistema de conductos radiculares. Esta obturación debe proporcionar un sellado impermeable, asegurar la cicatrización y la salud del tejido perirradicular, y proveer una barrera que impida la microfiltración tanto en dirección apico-coronal como corono-apical. La gutapercha se ha empleado durante las últimas décadas como el principal material para la obturación de conductos, en conjunto con un cemento sellador. Sin embargo, los avances en los sistemas adhesivos han permitido el desarrollo de nuevos materiales para la obturación del sistemas de conductos radiculares, con el fin de mejorar la unión química y/o anclaje micromecánico de los mismos y proporcionar mayor habilidad de sellado; la introducción de estos sistemas en la terapia endodóntica representa un avance en la especialidad. Es así como fue creado el Sistema de Obturación Resilon, sistema que consta de un imprimador autoacondicionante, cemento sellador a base de resina compuesta y material de obturación central a base de dimetacrilatos llamado Resilon. Se ha generado controversia en cuanto a este sistema de obturación, por la diversidad de resultados de numerosos estudios que han evaluado su resistencia adhesiva, habilidad de sellado y capacidad de reforzar al diente tratado endodónticamente. Conociendo y teniendo en cuenta la situación, pueden tomarse en cuenta numerosas variables para el funcionamiento de esta obturación del sistema de conductos radiculares. Es por esto que el propósito de este trabajo de grado es llevar a cabo una revisión sobre la adhesión de los materiales a base de resina empleados en la obturación del sistema de conductos radiculares, para analizar la capacidad adhesiva del Sistema de Obturación Resilon y describir las variables para su óptimo funcionamiento.

## I. INTRODUCCIÓN

Los objetivos principales de la terapia endodóntica son la limpieza químico-mecánica, la preparación del sistema de conductos radiculares y su completa obturación tridimensional[1]. Dicha obturación debe efectuarse con materiales inertes, bacteriostáticos, que promuevan un sellado estable, que eviten el ingreso bacteriano de la cavidad bucal o los tejidos perirradiculares[2], y estimulen o no interfieran con el proceso de reparación[3].

Por estas razones, se han propuesto una gran cantidad de materiales para la obturación radicular, pero ninguno de ellos ha logrado hasta la fecha reemplazar a la gutapercha, universalmente aceptada como el *"estándar de oro"* de los materiales de obturación[4-8]. No obstante, se ha evidenciado que la misma empleada junto a cementos selladores, no produce un sellado dentinario total a lo largo de las paredes del conducto, permitiendo la microfiltración e infección del sistema de conductos radiculares cuando queda expuesta al medio bucal, lo que puede comprometer los resultados del tratamiento[2,4,8].

Es por ello que se comienza a utilizar la gutapercha con cementos selladores a base de resina por sus características favorables, como adhesión a la estructura dentaria, largo tiempo de trabajo, facilidad de manipulación y buen sellado[9].

Sin embargo, esta alternativa de adhesión ha evidenciado igualmente ciertos problemas. Entre ellos se puede mencionar la falta de unión química entre el polisopreno (componente de la gutapercha), y los cementos selladores a base de resina, es decir, que ésta obturación no funciona como una unidad mecánicamente homogénea[10-12].

Por lo anteriormente mencionado, recientemente se ha sugerido que podría ser ventajoso reemplazar a la gutapercha por algún tipo de material de obturación que produzca un mejor sellado en todos los niveles del sistema de conductos radiculares[5].

De este modo, surge el desarrollo de un nuevo material termoplástico de obturación radicular denominado Resilon® (Resilon Research LLC, Madison, CT). Este material es el resultado de una mezcla de policaprolactano y resinas con contenido de dimetacrilatos, el cual se adhiere a las paredes del conducto radicular gracias al uso de un imprimador autoacondicionante y un cemento hidrófilo de curado dual a base de resina compuesta, formando así un sistema de obturación llamado "Sistema Monobloque Resilon" o "Sistema de Obturación Resilon" [4,5,10,13-17].

Numerosos estudios se han dedicado a evaluar la capacidad adhesiva de este sistema de obturación y de acuerdo a los resultados obtenidos se han conformado dos vertientes, la primera defiende que la capacidad de sellado del sistema de obturación Resilon es significativamente superior, porque permite menor microfiltración que la obturación realizada con gutapercha y un cemento sellador a base de resina epóxica[4,5] y adicionalmente, refiere que dicho sistema incrementa la resistencia a la fractura de los dientes tratados endodónticamente[14]. La segunda vertiente afirma que la capacidad de sellado y la resistencia adhesiva alcanzada con

sistema de obturación Resilon, no son superiores a la de la gutapercha y un cemento sellador a base de resina epóxica[6,18,19]. Y con respecto al incremento de la resistencia a la fractura del diente tratado endodónticamente, esta vertiente no muestra diferencias significativas entre el uso de Resilon y el uso de gutapercha[20].

A pesar de la hibridización alcanzada con un sistema adhesivo, el perfecto sellado del sistema de conductos radiculares es difícil de lograr, lo cual podría deberse a la complejidad del sustrato y el alto factor de contracción[22]. Sin embargo, conociendo y teniendo en cuenta la situación, pueden diseñarse situaciones de trabajo clínico que traten de evitar los posibles problemas que podrían aparecer al efectuar la obturación con este sistema a base de resina, esto con el fin de lograr el éxito de los objetivos terapéuticos propuestos con la terapia endodóntica[19,22].

Por todo lo expuesto y debido a la controversia planteada en la literatura, el objetivo de este trabajo especial de grado es llevar a cabo una revisión bibliográfica sobre la adhesión de los

materiales a base de resina empleados en la obturación del sistema de conductos radiculares, para analizar la capacidad adhesiva del Sistema de Obturación Resilon y describir las variables para su óptimo funcionamiento.

## II. REVISIÓN DE LA LITERATURA

### 1. Características estructurales de la dentina del conducto radicular tratada endodónticamente

El tratamiento del sistema de conductos radiculares usualmente se realiza con el objetivo de retener el diente en el cual la pulpa ha sido necrosada o lesionada irreversiblemente. El procedimiento incluye la remoción del tejido pulpar y la remoción de la dentina circundante[23].

Un problema común que afecta al diente tratado endodónticamente es la fractura, lo cual podría requerir la extracción del mismo[23]. Los factores que pueden predisponer a la fractura del diente tratado endodónticamente han sido identificados como cambios en las propiedades mecánicas de la dentina por la acción de los irrigantes, medicamentos intraconducto o materiales de obturación[24-26], así como, la pérdida de integridad estructural por caries, preparación de la cámara de acceso o preparación biomecánica del conducto[27,28].

Adicionalmente, la deshidratación dentinaria del 9%, debida a la pérdida de irrigación[29] y el tiempo que tiene de efectuado el tratamiento endodóntico, pueden promover cambios estructurales en la dentina[30]. Esto, aunado a la variación de la disposición de las fibras colágenas, ocasiona una reducción de la resistencia a la fractura y de la dureza de aproximadamente un 14%[28].

Así, parte de la alteración de las propiedades del diente tratado endodónticamente se le atribuye a la variación en la matriz orgánica de la dentina por acción del hipoclorito de sodio[23,25] (NaOCl). El colágeno dentinario consiste en largas fibrillas de colágeno tipo I, las cuales contribuyen considerablemente en las propiedades mecánicas de la dentina[31]. Sin embargo, el NaOCl ocasiona cambios en los enlaces cruzados de las fibras colágenas que pueden contribuir a la llamada “fragilidad” del diente despulpado, y adicionalmente origina más enlaces cruzados inmaduros y pocos enlaces maduros, esto podría causar la disminución de la resistencia tensional de la dentina en el diente tratado endodónticamente[32].

De igual modo, la disminución del módulo de elasticidad y la resistencia flexural de la dentina del diente tratado endodónticamente es originada por la modificación de la matriz de colágeno[31], causada, como se mencionó arriba, por la irrigación con NaOCl. Dicho irrigante promueve la desnaturalización del colágeno y proteoglicanos, reduciendo así la resistencia mecánica de la dentina[33].

Por todo esto, el tratamiento del sistema de conductos radiculares tiene consecuencias relevantes sobre el diente. La combinación de la pérdida de integridad estructural, pérdida de la humedad y pérdida de la dureza de la dentina, puede comprometer a los dientes tratados endodónticamente y, asimismo, exige una atención especial en la restauración de los mismos[34].

## 2. Definición de adhesión

Según Anusavise[35] adhesión es la atracción molecular o atómica entre dos superficies de contacto fomentada por una fuerza de atracción interfacial entre dos moléculas o átomos de

dos especies distintas. La adhesión puede ser química, mecánica o una combinación de ambas[35,36].

Asimismo, la Real Academia Española[37] define *adhesión* como: "*la fuerza de atracción que mantiene unidas moléculas de distinta especie química*".

Una definición más completa es la citada por Blunk y Haller[38] quienes definen a la adhesión como:

"*unión mutua de cuerpos que se hallan en estrecho contacto. Se consigue con la ayuda de fuerzas mecánicas y/o químicas, siendo en odontología más importante la retención mecánica. Esta se produce gracias al aprovechamiento de las microporosidades y superficies rugosas para el anclaje. Para ello se requiere una sustancia adhesiva que sea líquida y que posea buenas cualidades de humectación para poder rellenar las rugosidades de la superficie y conseguir así la unión química y/o anclaje micromecánico".*

## 3. Adhesión a Tejidos Dentinarios

En odontología, merced al logro de la adhesión es posible alcanzar una integración estructural del material con los tejidos dentinarios que le permita al conjunto funcionar mecánicamente como una unidad. De este modo, las fuerzas que reciban ambas estructuras serán absorbidas conjuntamente[39].

### 3.1. Adhesión a Esmalte

La estructura del esmalte dentario está representada por hidroxiapatita de naturaleza iónica. La hidroxiapatita está compuesta de iones de fosfato y calcio junto con grupos hidroxilo ($OH^-$), lo cual permite considerarla un fosfato de calcio hidratado y por ende estabilizado, es decir, insoluble en agua. La naturaleza iónica del esmalte, hace que sea un sólido con elevada energía superficial, situación favorable desde el punto de vista adhesivo. Asimismo, posee poca cantidad de agua en su composición en comparación con la dentina[39].

No obstante, para hacerlo todavía mejor sustrato para la adhesión, se usa el grabado ácido derivado del trabajo pionero

de Buonocuore en ese campo[40]. Los hidrogeniones contenidos en un ácido son capaces de disolver la hidroxiapatita y dejar expuesto un esmalte limpio y de alta energía superficial como para atraer un líquido orgánico[39].

La aplicación de ácidos (generalmente ácido fosfórico al 20-40%) provoca un cambio en la superficie del esmalte en el sentido de provocar un mosaico de grabado retentivo. Se produce así un mosaico de grabado por la diferente solubilidad en el ácido de los cristales de hidroxiapatita en los prismas de esmalte con relación a su ordenamiento espacial. El proceso de grabado eleva simultáneamente la energía superficial del esmalte, con lo que ésta, pretratada con ácidos y secada, mejora su humectabilidad[38]. La superficie así obtenida no solo está limpia, además, se habrá logrado crear en ella irregularidades dentro de las cuales será posible adherir, micromecánicamente, la resina restauradora[39].

Debe señalarse, que el adhesivo, no necesita en este caso diferir en su composición a la resina restauradora, porque la naturaleza del esmalte y su poca cantidad de agua, le permiten

introducirse en las irregularidades creadas por el grabado ácido y generar la adhesión buscada[22].

Sin embargo, como actualmente se usan los principios de adhesión húmeda, por las condiciones adhesivas a la dentina, cuando se utiliza la técnica de grabado total, esos principios también se usan en el esmalte, lo cual parece promover la adhesión a ese tejido[41,42].

La adhesión alcanzada después de la ejecución de estos pasos, es suficiente, en términos de resistencia adhesiva, como para contrarrestar de manera efectiva las tensiones causadas por la contracción de polimerización[40], ya que es posible generar un valor de resistencia adhesiva al esmalte superior a los 15 MPa[41], lo que puede asegurar el sellado marginal y la integración mecánica de ambas estructuras[22].

## 3.2. Adhesión a Dentina

La dentina es un tejido mucho más complejo, en comparación con el esmalte, al encarar su análisis como sustrato adhesivo[39].

La razón radica en su composición heterogénea[38]. La dentina está compuesta por un 75% de material cerámico, representado por cristales de hidroxiapatita, un 20% de materia orgánica, representada fundamentalmente por las fibras colágenas y un 5% de agua[39].

Una característica estructural de la dentina la constituyen los túbulos dentinarios que se hallan delimitados por dentina peritubular, la cual esta considerablemente más mineralizada que la dentina intertubular. La dentina tiene un carácter hidrófilo debido a su humedad propia, que le viene en parte del fluido dentinario que ocupa una porción de los túbulos. Ello evita que materiales hidrófugos como las resinas que se utilizan exclusivamente para esmalte, lleguen a contactar de forma íntima con la superficie dentinaria[38].

La adhesión de las resinas a la dentina se alcanza al impregnar su superficie con monómeros orgánicos hidrófilos (que se añaden al imprimador y al adhesivo) con capacidad de polimerizar en un sustrato húmedo como lo es la dentina, así se infiltra la matriz de colágeno y se introduce, parcialmente, en los

conductos dentinarios formando las denominadas prolongaciones o “tags” de resina dentro de ellos[22,39]. Al polimerizar queda formada una estructura o capa en la que coexisten los componentes de la dentina y el material polimerizado habitualmente denominada “capa híbrida”[22].

Para lograr que esas moléculas penetren en la estructura dentinaria debe “abrírseles camino”, es decir, debe exponerse la trama colágena. Para ello, con una sustancia ácida como el ácido fosfórico, se debe remover el barrillo dentinario, abrir los túbulos dentinarios y desmineralizar parcialmente los cristales de hidroxiapatita que junto con el colágeno constituyen la dentina intertubular, incrementando así la permeabilidad de la dentina[22,38,43].

Subsecuentemente, la dentina desmineralizada es infiltrada totalmente, con monómeros de resina, capaces de llegar hasta la dentina intacta subyacente, creando lo que se ha denominado capa híbrida[22,43].

No obstante, para la formación correcta de una capa híbrida, deben tenerse ciertos cuidados, entre los cuales está el que después del grabado ácido la superficie dentinaria conserve cierto grado de humedad. Al conservar la humedad las fibras colágenas se encontrarán expandidas (separadas), flexibles y permeables favoreciendo la impregnación[39,44]. Sin embargo, si se realizara un secado excesivo, las fibras colágenas se colapsan impidiéndose la buscada infiltración[22,39].

Como se puede apreciar, este paso de lavado y secado, después del grabado ácido es crítico, porque aunque se ha llamado al procedimiento como técnica de adhesión húmeda[44,45], es difícil establecer cuanta humedad se requiere para garantizar la adhesión[22].

Para concluir este aparte, es necesario mencionar que actualmente es posible disponer de sistemas adhesivos donde el acondicionamiento y la impregnación de la dentina se realizan simultáneamente. Estos se conocen como sistemas autoacondicionantes o imprimadores autoacondicionantes. En su composición poseen los componentes ácidos y los monómeros

hidrófilos para lograr desmineralizar la dentina, modificar o permeabilizar el barrillo dentinario y favorecer la impregnación o infiltración de dichos monómeros orgánicos, respectivamente[39,46].

### 3.2.1. Capa Híbrida

El término de capa híbrida fue propuesto por primera vez en el año 1982, por Nakabayashi, quien después de acondicionar la dentina con una solución ácida denominada 10-3 (10% de ácido cítrico y 3% de cloruro férrico) y al aplicar sobre ella un adhesivo, observó una capa de 3-6µm a la que denominó capa híbrida, por estar constituida primordialmente de colágeno y resina a consecuencia de la infiltración del adhesivo en la zona que el ácido desmineralizó[39,47].

Sobre esta base, planteó la hibridización dentinaria, la cual sostiene que la adhesión de resinas compuestas a la dentina se da en parte por un mecanismo de retención micromecánica de la resina en la red de fibras colágenas de la dentina desmineralizada, en la cual, luego de infiltrarse quedaba formando una capa híbrida[47] (Ver Fig.1).

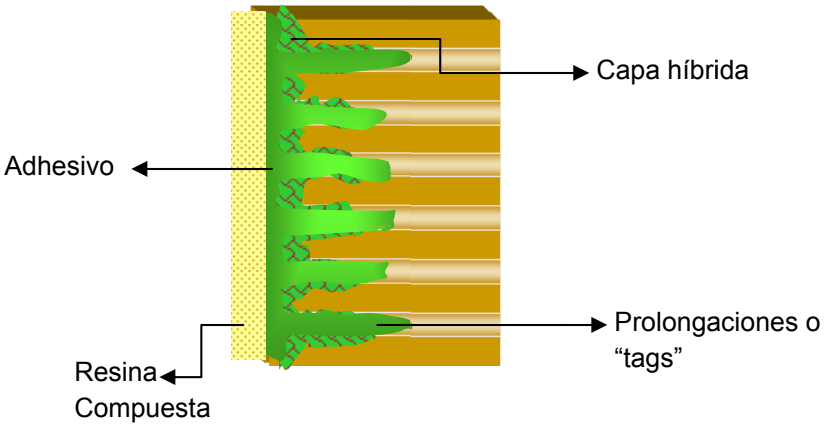



Fig 1. Hibridización dentinaria. Tomado de Henostroza[47], 2003.

Se puede definir a la capa híbrida como la zona de difusión o interdifusión de componentes resinosos (monómeros orgánicos hidrófilos con posibilidad de polimerizar) entre las fibras colágenas de la dentina intertubular parcialmente desmineralizada, que da por resultado una adhesión de naturaleza micromecánica[39]. Hoy en día se sabe que una parte de la resistencia adhesiva en la capa híbrida es atribuida a esta trama y, mayormente, a otras retenciones de naturaleza micromecánica, llamadas prolongaciones o "tags" de resina que se producen cuando el adhesivo penetra y tapona los túbulos dentinarios subyacentes a la red de colágeno que se expuso[22,48].

Esta capa híbrida, principal mecanismo responsable de la adhesión a dentina[43], es la zona de dentina desmineralizada, infiltrada con resina y fue identificada en la superficie de este sustrato, examinando cortes transversales de especímenes por medio de microscopia electrónica de barrido, encontrándose como una capa entre la dentina y la resina restauradora[48].

Para que la creación de la capa híbrida se lleve a cabo satisfactoriamente, lo cual no es fácil, deben cuidarse todos los pasos, ya que la técnica es sensible aún en variables que parecen insignificantes[49]. Por lo expuesto, aún disponiendo de sistemas adhesivos mejorados o modernos, la influencia de la técnica de restauración, los conocimientos y la habilidad del operador, son factores fundamentales para obtener restauraciones de adaptación y sellado marginal satisfactorio[50].

### 3.2.2. Adhesión a dentina del sistema de conductos radiculares como sustrato

Como se mencionó anteriormente, la adhesión a dentina es impredecible por ser éste un sustrato complejo debido a su carácter heterogéneo[38]. No obstante, la dentina radicular es

particularmente más compleja, dicho sustrato es imperfecto para la adhesión, ya que las fibras colágenas se encuentran en distintos grados de desnaturalización y microfracturación por la acción de los irrigantes y la disminución de la humedad relativa del tejido[51].

Adicionalmente, la adhesión puede ser difícil debido a las características de manipulación del sistema adhesivo, la anatomía radicular, la posición del diente, presencia de tejido residual coronario, técnica de fotocurado, experiencia y destreza del operador. Todos estos factores hacen que la adhesión en el sistema de conductos radiculares sea particularmente de mayor dificultad[52].

Gracias a investigaciones microscópicas, es bien aceptado que el mecanismo de adhesión de los sistemas adhesivos empleados en la dentina radicular es esencialmente el mismo que se describió anteriormente, de naturaleza micromecánica, basado en la infiltración de la superficie desmineralizada, la formación de una zona de interdifusión de resina y prolongaciones o “tags” de resina[13,53,54]. Sin embargo, dichas

formaciones usualmente no son uniformes en el tercio apical del conducto radicular[54].

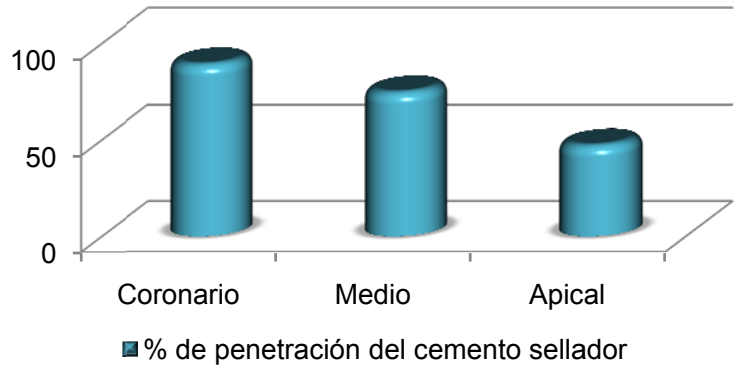
Por ello se ha reportado que la adhesión a la dentina apical radicular es más problemática que en el tercio coronario de la raíz[53], esto se debe a las diferencias morfológicas de la dentina radicular[52,55]. El escaso número de túbulos dentinarios, la estructura irregular de la dentina secundaria, y la presencia de otro tejido como el cemento, en las paredes del conducto radicular, podrían resultar en una penetración reducida de los adhesivos en dicho tercio apical[55].

Así lo demuestra el estudio de Mjör[55], donde el número de túbulos dentinarios registrados en la región apical fue de 14.400 por $mm^2$. Esta densidad es mucho más baja que aquella encontrada en la dentina de la corona, con un valor aproximado de 57.400 por $mm^2$ y en la dentina radicular de 40.000 por $mm^2$ [56]. Entonces, el número de túbulos dentinarios por $mm^2$ disminuye en un rango de 40.000-14.400 del tercio coronario al apical en el conducto radicular, es decir, que en el tercio apical

hay menor cantidad de túbulos dentinarios disponibles para la penetración de resinas que en el tercio coronario radicular[55].

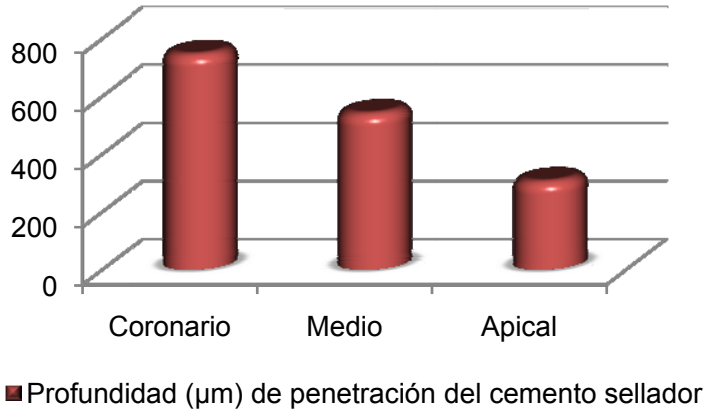
Por las características estructurales anteriormente mencionadas, particularmente en el tercio apical, no son favorecidas las técnicas adhesivas basadas en la penetración de resina en los túbulos dentinarios[55]. Además, también sería imposible el control del grado de humedad de la capa híbrida en el tercio apical del conducto radicular para lograr un sellado impermeable a los fluidos[57].

Esta dificultad se refleja en un estudio de microscopía de barrido laser confocal, que compara el porcentaje y profundidad de penetración de un cemento sellador que emplea sistema adhesivo en los tercios coronario, medio y apical del conducto radicular. Resultando superior ambas variables en los tercios coronario y medio, en comparación con el tercio apical[13] (Ver Graf.1 y Graf. 2).




Graf 1.Porcentaje de penetración del cemento sellador en los tercios coronario, medio y apical del conducto radicular.

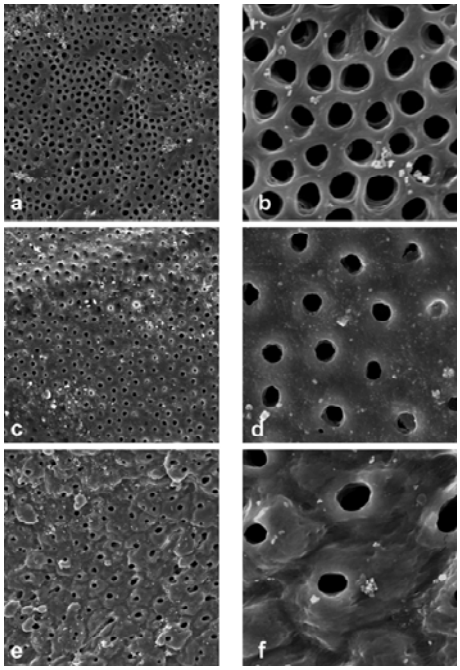
Tomado de Gharib *et al*.[13], 2007.




Graf 2. Profundidad de penetración del cemento sellador en los tercios coronario, medio y apical del conducto radicular.

Tomado de Gharib *et al*.[13], 2007.

Esto puede ser explicado por el significativo número y diámetro de túbulos dentinarios que se encuentran en el tercio coronario radicular, seguidos del tercio medio y el tercio apical[58] (Ver Microfotografía 1). Es así, como la estructura irregular y variable de la dentina apical radicular no favorece las técnicas adhesivas basadas en la penetración de resinas en los túbulos dentinarios[55].




Microfotografía 1

Obtenidas por SEM- especímenes humanos: (a, b) tercio coronario; (c, d) tercio medio; (e, f) tercio apical (1000 y 5000X).

Tomado de Camargo *et al*.[58],2007.

## 4. Cementos selladores a base de resina

El empleo de un cemento sellador durante la obturación del sistema de conductos radiculares es esencial para el éxito. Su uso no sólo facilita la obtención de un sellado impermeable, sino que también actúa como relleno de las irregularidades del conducto, y de las discrepancias entre la pared del conducto radicular y el material de relleno sólido[59].

Los cementos selladores suelen proyectarse a través de los conductos accesorios o laterales y pueden ayudar al control microbiano, aún si queda algún remante de microorganismos en los túbulos de las paredes del conducto[60,61].

Además, los cementos selladores actúan como lubricantes para facilitar el asentamiento preciso del material de relleno sólido durante la compactación. Cuando se ha eliminado la capa de desecho dentinario del conducto, muchos selladores demuestran un aumento de sus propiedades adhesivas sobre la dentina, además de fluir a través de los túbulos permeables[62-64].

En 1958, Grossman[65] enumeró los requisitos y características que debe poseer un cemento sellador de conductos radiculares ideal; estos siguen vigentes hoy en día:

1. Debe proporcionar adhesión entre el material y la pared del conducto.
2. Debe producir un sellado impermeable.
3. Debe ser radiopaco, a fin de observarse radiográficamente.
4. Debe poseer partículas finas de polvo que se mezclen fácilmente con el líquido.
5. No debe contraerse al fraguar.
6. No debe pigmentar la estructura dentaria.
7. Debe ser bacteriostático o, por lo menos, no debe favorecer la reproducción de bacterias.
8. Debe fraguar con lentitud, para permitir un tiempo de trabajo adecuado para la colocación del material de obturación.
9. Debe ser insoluble en los fluidos bucales.
10. Debe ser bien tolerado por los tejidos periapicales.
11. Debe ser soluble en un solvente común para retirarlo si fuese necesario.

Además no deben ser mutagénicos ni carcinogénicos[66] y sólo deberían provocar una reacción inmunitaria mínima en los tejidos periapicales, cuando accidentalmente se extruyen a dichos tejidos[67].

Por otro lado, los cementos selladores pueden ser agrupados de acuerdo a su componente principal, como el óxido de zinc eugenol, hidróxido de calcio, ionómero de vidrio, siliconas y resinas[59]. Los cementos selladores a base de resina han sido introducidos en la práctica endodóntica por sus características favorables, como adhesión a la estructura dentinaria, largo tiempo de trabajo, facilidad de manipulación y buen sellado[9]. A continuación solo se hará referencia específicamente a los cementos selladores a base de resina, para el logro de los objetivos de este trabajo (Ver Tabla I).

| Cemento sellador | Fabricante | Composición básica | Modo curado | Sist. adhesivo |
|---|---|---|---|---|
| Diaket | ESPE, Seefeld, Alemania | Resina polivinílica | Químico | - |
| AH 26 | De Trey, Zurich, Suiza | Resina epóxica | | - |
| AH Plus | Dentsply, De Trey, Alemania | | | - |
| Top Seal | Dentsply, Maillerfer | | | - |
| EndoRez | Ultradent Products, Inc, South Jordan | Resina compuesta | | - |
| Epiphany | Pentron Clinical Technolog., Wallingford, CT | | Dual | x |
| RealSeal | SybronEndo, Orange, CA, USA | | | x |
| InnoEndo | Heraeus-Kulzer, Inc., Armonk, NY | | | x |
| SimpliFill | LightSpeed, San Antonio, TX | | | x |
| Next | Heraeus-Kulzer, Inc., Armonk, NY | | | x |

Tabla I

Cementos selladores a base de resina. Tomado de Unverdi *et al*. [68], 2005; Donnely *et al*.[69], 2007; Hammad *et al*. [70], 2007; Tay *et al*.[10], 2005.

## 4.1. Clasificación de los cementos selladores a base de resina

Los cementos selladores base de resina se clasifican en: cementos selladores a base de resina polivinílica, cementos a base de resina epóxica y cementos a base de resina compuesta.

### 4.1.1. Cementos selladores a base de resina polivinílica

Diaket® (ESPE, Seefeld, Alemania): Es un cemento sellador a base de resina polivinílica, se dio a conocer en 1951, como un quelato reforzado con resina y formado entre óxido de zinc y una pequeña cantidad de plástico disuelta en B-dicetona líquida[71].

| | | % |
|---|---|---|
| Polvo | Óxido de Zinc | 97 |
| | Fosfato de Bismuto | 3 |
| Líquido | Propionilacetofenona | 76 |
| | Copolímeros de acetato de vinilo, cloruro de vinilo y éter isobutílico de vinilo | 23 |
| | 2,2-Dihidroxi-5,5 diclorodifenilmetano | 0,5 |
| | Trietanolamina | 0,2 |

Tabla II. Composición del cemento sellador Diaket.

Tomado de Unverdi *et al*.[68], 2005.

4.1.2. Cementos selladores a base de resina epóxica

AH 26® (De Trey, Zurich, Suiza): una resina epóxica, que se trata de una goma a base de bisfenol A-epóxico y catalizador de hexametileno-tetramina. También contiene óxido de bismuto para el contraste radiográfico. Sin embargo, a medida que fragua, libera residuos de formaldehido y fragua con lentitud en un término de 24 a 36 horas[71].

| | | % |
|---|---|---|
| Polvo | Óxido de Bismuto | 60 |
| | Hexametileno-tetramina | 25 |
| | Polvo de Plata | 10 |
| | Óxido de Titanio | 5 |
| Líquido | Resina epoxibisfenólica | 100 |

Tabla III. Composición del cemento sellador AH 26.

Tomado de Lee *et al*.[72], 2002.

AH Plus® (Dentsply, De Trey, Alemania) / Top Seal® (Dentsply, Maillerfer): Sustituye al AH 26, conservando sus propiedades ventajosas (gran radiopacidad, baja solubilidad, contracción leve

y compatibilidad con los tejidos), pero mejorando sus desventajas (liberación de formaldehido, tiempo de fraguado prolongado y pigmentación de la estructura dentaria).

El AH Plus es un cemento de resina epóxica al que le añadieron nuevas aminas para conservar el color natural del diente. Viene en un sistema pasta-pasta, con un tiempo de trabajo de 4 horas y tiempo de fraguado de 8 horas, la mitad del espesor de película y la mitad de la solubilidad del AH 26[71].

| | |
|---|---|
| Pasta Epóxica | Diglicidil-bisfenol-A-eter |
| | Tungstato de calcio |
| | Óxido de zirconio |
| | Aerosil |
| | Óxido de hierro |
| Pasta Amina | Amina 1-adamantina |
| | N,N-dibenzyl-5-oxanonadiamina-1,9-TCD-diamina |
| | Tungstato de calcio |
| | Aerosil |
| | Aceite de silicona |

Tabla IV. Composición del cemento sellador AH Plus/Top Seal. Tomado de Donnely *et al.*[69], 2007.

4.1.3. Cementos selladores a base de resina compuesta

EndoRez® (Ultradent Products, Inc, South Jordan, UT): es un cemento sellador hidrófilo, a base de dimetacrilato de uretano (UDMA). Este es un monómero que es usado comúnmente como parte de la matriz orgánica de resinas compuestas. La resina incluye materiales que pueden adherirse a la dentina[70,73].

| | | |
|---|---|---|
| Parte I | Resinas | Trietilenglicol dimetacrilato (TEGMA) |
| | | Dimetacrilato de uretano (UDMA) |
| | | Fosfato Bisglicerol dimetacrilato |
| | Relleno | Oxicloruro de bismuto |
| | | Lactato pentahidrato de calcio |
| | | Sílica |
| | Inic. curado | Peróxido de benzoilo |
| Parte II | Resinas | TEGMA |
| | | Dimetacrilato de uretano |
| | | Fosfato Bisglicerol dimetacrilato |
| | Relleno | Oxicloruro de bismuto |
| | | Lactato pentahidrato de calcio |
| | | Sílica |
| | Inic. curado | p-tolimino dietanol |
| | | Óxido de bisfenil fosfato |

Tabla V. Composición del cemento sellador EndoRez.

Tomado de Donelly *et al*.[69], 2007.

Consta de un sistema de doble jeringa con puntas de automezcla de fácil manipulación y es empleado sin el uso previo de un imprimador autoacondicionante[70,73]. Originalmente fue desarrollado para ser usado con un cono único de gutapercha para la obturación del sistema de conductos radiculares[74]. Posteriormente, el mismo fabricante introdujo al mercado conos de gutapercha con una cubierta de resina para facilitar la adherencia química con el sellador[70].

Epiphany® (Pentron Clinical Technologies, Wallingford, CT)/ RealSeal® (SybronEndo, Orange, CA, USA) / InnoEndo® (Heraeus-Kulzer, Inc., Armonk, NY) SimpliFill® (LightSpeed, San Antonio, TX), o el Next® (Heraeus – Kulzer, Armonk, NY): son cementos selladores de curado dual, a base de metacrilatos de resinas compuestas. Forman parte de un nuevo sistema de obturación llamado "Sistema Monobloque Resilon" [4,5,10,14-16], basado en los mismos principios de restauraciones adhesivas y creado con el fin de reemplazar a la gutapercha y a los selladores tradicionales[4,5]. Este sistema consta de un material de obturación central llamado Resilon® (Resilon Research LLC, Madison, CT), el cemento sellador de curado dual y un imprimador autoacondicionante[4,5,14-16].

Previo al uso del cemento sellador, debe ser aplicado en las paredes del conducto radicular el imprimador autoacondicionante (del mismo fabricante) para aumentar la adhesión de la resina de curado dual a dichas paredes. Este imprimador está compuesto por un monómero funcional de ácido sulfónico, HEMA, agua, e iniciador para polimerización[5,15].

Dicho cemento se dispensa en una doble jeringa con puntas de automezcla para hacer más fácil su uso. Posteriormente, se lleva al conducto radicular y después de compactado el material de obturación central, el fabricante indica fotocurar por 40 segundos para curar los 2mm coronarios de la obturación, mientras que el resto de la obturación se autocura entre 15 y 30 minutos. Según el fabricante este tipo de sellador no es mutagénico, no es citotóxico, es biocompatible y resorbible[4].

Este cemento sellador se adhiere al material de obturación central Resilon, y a las paredes del sistema de conductos radiculares, formando así un "monobloque"[4,5,14,16]. Sin embargo, la aplicación de estos cementos selladores de curado dual en el sistema de conductos radiculares es más complejo y puede

demorar por problemas, tales como acceso y control de humedad[75].

| | |
|---|---|
| Resinas | Bisfenol A-glycidil metacrilato (Bis-GMA) |
| | Dimetacrilato de uretano (UDMA) |
| | Polietilenglicol dimetacrilato (PEGMA) |
| | Bisfenol A-dimetacrilato etoxilatado (EBPADMA) |
| Relleno | Sulfato de Bario |
| | Oxicloruro de bismuto |
| | Hidróxido de calcio |
| | Sílica |
| | Vidrio barioboroaluminosilicato silano tratado (con pequeña cantidad de óxido de aluminio) |
| | Pigmento |
| In.curado dual | Hidroxiperóxido de cumene |
| | Tiosinamina |
| | Camforquinona |
| Estabilizador | Hidroxitolueno butilado (2,6-di-tert-butil-4-metilefenol) |

Tabla VI. Composición del cemento sellador Epiphany.

Tomado de Donelly *et al*.[69], 2007

RealSeal, Epiphany, InnoEndo, Next y SimpliFill, poseen los mismos componentes, solo varía el fabricante[10,69].

## 4.2. Propiedades de los cementos selladores a base de resina

A continuación se describen los cementos a base de resina, en base a los principios formulados por Grossman[65]. En este aparte cabe acotar que la mayoría de las comparaciones realizadas entre las propiedades de los cementos selladores a base de resina serán mayormente realizadas entre resinas epóxicas y resinas compuestas, debido a la antigüedad y al poco tiempo que fue empleado el cemento sellador a base de resina polivinílica (Diaket).

Debe proporcionar adhesión entre el material y la pared del conducto[65]: un cemento sellador ideal debería ser capaz de adherirse firmemente al material de obturación central y a la dentina radicular[15,71,72]. Requisito que de ser cumplido, debe ser capaz de producir un sellado impermeable[15,65,71,76].

Los cementos selladores a base de resina epóxica (AH 26) han mostrado tener mayor resistencia adhesiva que los selladores a base de óxido de zinc eugenol, hidróxido de calcio, ionómero de vidrio y a base de silicona[64,72]. Al ser sometido a pruebas de resistencia traccional el cemento sellador a base de resina epóxica (AH 26) no mostró fallas adhesivas, sin embargo, obtuvo un 40% en fallas cohesivas[72].

De igual modo, otro cemento a base de resina epóxica (AH Plus) reveló altos valores de resistencia adhesivas, pero falló cohesivamente cuando fue sometido a pruebas de resistencia al cizallamiento[68].

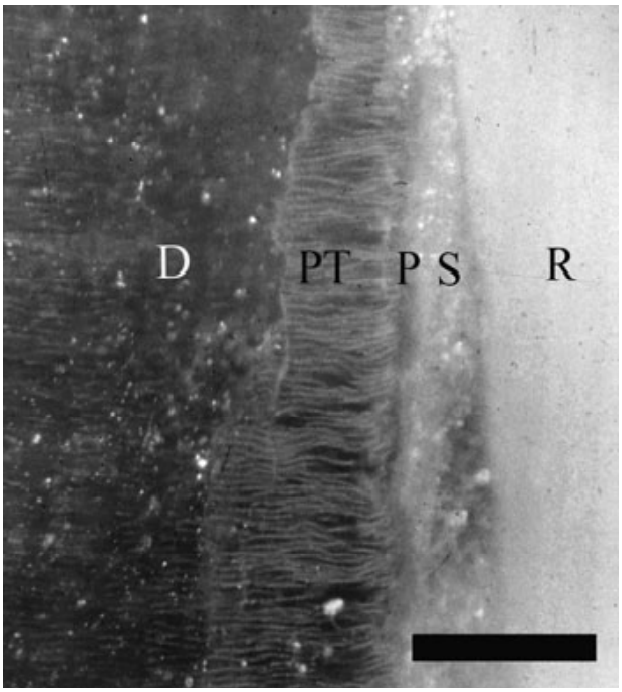
Se cree que un sellador a base de resina epóxica (AH 26) es capaz de reaccionar con cualquier grupo amino expuesto de la matriz colágena y formar enlaces covalentes entre la resina y el colágeno cuando el anillo epóxico se abre. El AH 26 registró valores de resistencia adhesiva de 2,06 MPa a la dentina y 2,93 MPa a la gutapercha. La adhesión de cementos selladores a base de resina epóxica es baja (3 MPa) en relación a la adhesión de resinas restauradoras (20-25 MPa), esto es debido a su baja

resistencia cohesiva, la cual es inferior a las resinas a base de metacrilatos o resina compuesta[72].

En relación a esto, al evaluar la resistencia adhesiva de un cemento sellador a base de resina epóxica (AH 26) con o sin el empleo de agentes adhesivos, el uso de ellos incrementó significativamente la adhesión de dicho cemento a la dentina radicular[77].

De modo similar, la preparación de la dentina con el imprimador autoacondicionante, previo al empleo de un cemento sellador a base de metacrilatos (Epiphany) permite el sellado impermeable del conducto radicular[4]. Con respecto a esto, al realizar una comparación de la penetración de prolongaciones de un cemento sellador a base de resina compuesta (RealSeal) y uno a base de óxido de zinc eugenol (Tubliseal®; Kerr, Scafati, Italia) dentro de los túbulos dentinarios del conducto, el de resina compuesta, compactado lateralmente, mostró significativamente mayor penetración en dichos túbulos que el de óxido de zinc eugenol. En esta habilidad de penetración puede estar implicado el hecho de que el RealSeal es empleado previo

al uso de una agente adhesivo en las paredes del conducto radicular[78] (Ver Microfotografía 2).




Microfotografía 2. Imagen con microscopio confocal (20X) de una muestra obturada con RealSeal. Extensa infiltración de imprimador en la dentina (barra 100µm; D dentina; PT prolongaciones de imprimador; P capa de imprimador; S sellador RealSeal; R material de obturación central RealSeal). Tomado de Patel *et al.*[78], 2007.

Sin embargo, el cemento sellador a base de resina compuesta, EndoRez, sin el empleo de un agente adhesivo, logra

una adhesión micromecánica por prolongaciones o “tags” del sellador dentro de los túbulos dentinarios, lo cual se ve mejorado por su naturaleza hidrófila[79]. No obstante, Brito *et al.*[46], consideran que todavía la eficiencia de sellado de los cementos a base de resina compuesta es inferior que los cementos selladores a base de resina epóxica.

En este aparte cabe concluir que actualmente existe controversia en cuanto a la capacidad de sellado de los cementos selladores a base de resina epóxica y a base de resina compuesta; aún no hay consenso en cual es superior en lo que respecta a esta propiedad.

Debe ser radiopaco[65]: es un requisito que permite la distinción del material de estructuras anatómicas adyacentes. Al evaluar dicha cualidad en varios cementos selladores, bajo un método a presión de aluminio, el cemento sellador a base de resina epóxica (AH Plus) y el de resina compuesta (Epiphany), revelaron ser mas radiopacos que el resto de los selladores[16]. Estos resultados son similares a los reportados por Tanomaru *et al.*[80], donde el cemento sellador a base de resina epóxica (AH

Plus) presentó mayor radiopacidad en comparación con cementos selladores a base de silicona, hidróxido de calcio, y óxido de zinc eugenol.

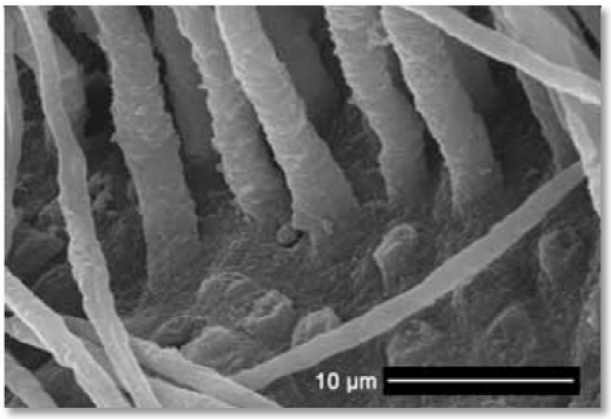
El cemento a base de resina epóxica (AH Plus) contiene óxido de zirconio y óxido de hierro, lo que contribuye a su gran radiopacidad (Tabla IV, pág. 30). El cemento sellador a base de resina compuesta, Epiphany, es esencialmente un polímero de poliéster que contiene vidrio barioboroaluminosilicato silano tratado, adicionalmente contiene sulfato de bario, bismuto y sílica, sustancias que, de acuerdo al fabricante, le confieren radiopacidad al cemento[16] (Tabla VI, pág. 34).

La radiopacidad del sellador de resina compuesta, EndoRez, se debe a la presencia de sulfato de bario y óxido de zinc en su composición (Tabla V, pág. 31). Todos los cementos selladores a base de resina evaluados, demuestran diferentes radiopacidades, con valores por encima del mínimo recomendado por la Organización de Estandarización Internacional (ISO), la cual establece que debería ser al menos tan radiopaco como 3mm de espesor de aluminio[16].

Debe poseer partículas finas de polvo que se mezclen con el líquido[65]: el cemento sellador debe tener baja viscosidad y buena humectabilidad para fluir en las irregularidades de las paredes del conducto radicular, y rellenar el espacio entre la gutapercha y la superficie del conducto[63].

Al comparar el cemento sellador a base de resina polivinílica (Diaket) con cementos a base de óxido de zinc eugenol (Endometazona®; Septodont, Saint-Maur, Francia), hidróxido de calcio, (Sellador de Conductos Radiculares Calciobiotic CRCS®; Hygenic, Akron, OH, USA) o ionómero de vidrio (Ketac-Endo®; ESPE, Seefeld, Alemania), el de resina polivinílica, fue el único que mostró una fluidez homogénea dentro de los túbulos dentinarios[63].

Del mismo modo, la naturaleza hidrófila del cemento a base de resina compuesta, EndoRez, su baja viscosidad y su pequeño tamaño de partícula, permite su alta fluidez, la buena adaptación e infiltración en los túbulos dentinarios y conductos accesorios del conducto radicular[81] (Ver Microfotografía 3).



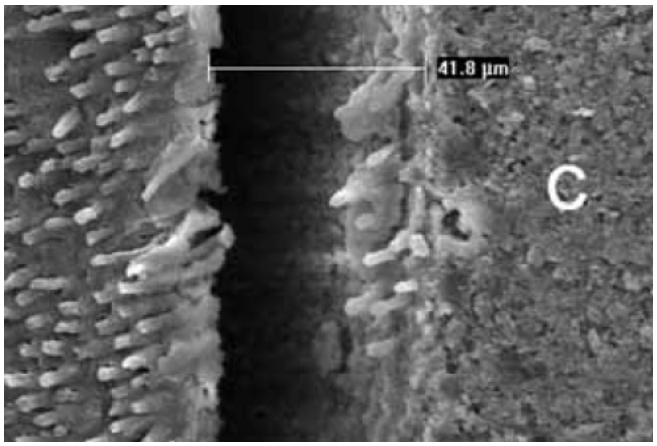

Microfotografía 3. FE-SEM de muestra obturada con EndoRez después de disuelto el sustrato dental. Base de las prolongaciones de resina. Tomado de Bergmans *et al.*[81], 2005.

En lo que respecta al cemento a base de resina compuesta, Epiphany, Versiani *et al.*[82], demostraron que posee 35,74mm de diámetro de capa de cemento, valor que se encuentra de las recomendaciones establecidas por la ANSI/ADA que sugiere que dicho diámetro no debe ser menor de 20mm. Y su grosor de película es de 20,1µm, valor que igualmente entra en las recomendaciones ANSI/ADA que propone que el grosor no sea mayor a 50µm.

No debe contraerse al fraguar[65]: es un requisito difícil de cumplir por parte de los materiales a base de resina compuesta, pues su polimerización viene acompañada de una contracción volumétrica, la cual resulta en un desarrollo de estrés interno[83].

La contracción de cementos selladores de curado dual es superior que en cementos de curado químico. El curado lento de estos materiales puede reducir el estrés en la interfase adhesiva, porque permite la fluidez del material y la liberación del estrés de polimerización[75]. En base a esto, se han obtenido valores superiores de resistencia adhesiva en cementos de curado químico, en comparación con cementos de curado dual[84].

La contracción volumétrica del cemento sellador a base de resina compuesta, EndoRez, probablemente provoca la existencia de una brecha entre el material de obturación central y la dentina circundante infiltrada de dicho cemento. El estrés generado por la contracción, puede fracturar las prolongaciones del cemento resinoso de la interfase dentina-material de obturación central[81] (Ver Microfotografía 4).




Microfotografía 4. Imagen FE-SEM donde se observa la brecha en el material de obturación central (C) y la zona de interdifusión del cemento EndoRez. Tomado de Bergmans *et al.*[81], 2005.

Del mismo modo, la contracción de polimerización del cemento sellador a base de metacrilatos, Epiphany, puede provocar la separación del cemento sellador a base de resina de las paredes del conducto[19].

Debe ser bacteriostático o, por lo menos, no debe favorecer la reproducción de bacterias[65]: en base a esto, el cemento sellador a base de resina epóxica (AH 26) ha mostrado excelentes propiedades antimicrobianas contra microorganismos anaerobios estrictos[61].

De modo similar, el cemento sellador a base de resina compuesta (Epiphany) muestra una excesiva liberación de calcio, lo que mejora el pH del medio, y proporciona un efecto bactericida[82].

Adicionalmente, este cemento a base de metacrilatos (Epiphany) junto a su imprimador autoacondicionante aparentemente resisten la penetración bacteriana y sepultan vivos ("entomb") a los microorganismos remanentes en el conducto radicular[4,5]. Este requisito promueve la cicatrización periapical[4,5,61].

Debe fraguar con lentitud[65]: es de notar que el cemento sellador de resina epóxica, AH 26, fragua con extrema lentitud en un término de 24 a 36 horas, disminuyendo este tiempo en su versión mejorada, AH Plus, a 8 horas[71].

Nielsen *et al*.[85] al investigar el tiempo de fraguado de varios cementos selladores bajo condiciones aeróbicas y anaeróbicas, encontraron que el cemento a base de resina compuesta,

RealSeal, fraguó en 30 minutos en un ambiente anaeróbico, pero se excedió a 3 semanas en condiciones aeróbicas. A diferencia del cemento de resina epóxica, AH Plus, que en ambas condiciones obtuvo un tiempo de fraguado de 24 horas.

Por otra parte, las instrucciones del fabricante del "Sistema Monobloque Resilon", que es el que emplea cementos selladores a base de resina compuesta y de curado dual, sugiere el fotocurado por 40 segundos para crear un sellado coronario inmediato, y refiere que el resto del curado ocurrirá entre 25 minutos[17] y 30 minutos[85].

Debe ser insoluble en los fluidos bucales[65]: los selladores endodónticos deberían exhibir baja solubilidad porque su disolución podría causar la liberación de componentes que irriten los tejidos periapicales, o la formación de brechas que pueden resultar en un incremento de la microfiltración bacteriana[69].

Al comparar la solubilidad de varios cementos a base de resina, el de resina epóxica (AH Plus) mostró la menor

solubilidad (0,16%), en comparación con los cementos a base de resina compuesta, EndoRez (3,72%), InnoEndo (3,49%) y Epiphany (4,02%)[69]. Igualmente, Versiani *et al.*[82] afirman, que el cemento sellador de resina compuesta, Epiphany, presenta una alta solubilidad (3,41%) con respecto al de resina epóxica, AH Plus (0,21%).

Debe ser bien tolerado por los tejidos periapicales[65]: pues la respuesta tisular es un objetivo importante que puede influenciar el resultado del tratamiento[73,76].

Al revisar el comportamiento biológico de diferentes cementos selladores a base de resina, el cemento sellador a base de resina polivinílica (Diaket) mostró una respuesta citotóxica leve en comparación con el cemento a base de resina epóxica (AH 26)[76]. El potencial citotóxico del AH 26 es alto, en especial, inmediatamente después de mezclarse[76,86].

En cambio, su versión mejorada, el AH Plus, puede producir un efecto citotóxico de menor intensidad[86]. Sin embargo, muestra

una reacción inflamatoria inicial severa que disminuye a una reacción moderada a la 12va semana[87], y el mecanismo que explica dicha respuesta es la liberación de aminas presentes en su composición[88,89].

El cemento sellador a base de resina compuesta (EndoRez) mostró una reacción inflamatoria inicial severa, la cual se mantuvo hasta la 12va semana[87]. Empleando cultivos celulares, se ha demostrado que el EndoRez se convierte en un cemento más tóxico con el tiempo de exposición y los riesgos deletéreos son más significativos cuando está recién mezclado[90].

Por el contrario, se ha considerado que después de la implantación subcutánea del cemento a base de resina compuesta, EndoRez, componentes como el zinc y el bario están en contacto directo con el tejido, lo que causa una reacción inicial severa. Después de 90 y 120 días de implantación, esta reacción ha sido totalmente resuelta, calificando al EndoRez como un material biocompatible sobre tejido subcutáneo de ratas[73].

Por otro lado, a la evaluación *in vivo*, el cemento sellador a base de resina compuesta y de curado dual (Epiphany), ha demostrado respuestas biológicas iniciales leves que se mantienen en todos los periodos de observación (4ta y 12va semana), considerándolo biológicamente aceptable[87]. De igual modo lo demuestra el estudio de Susini *et al.*[91], donde el Epiphany sólo causó una respuesta inflamatoria moderada en los dos primeros días, después, es biológicamente bien tolerado. De manera que, la alta liberación de calcio del cemento sellador a base de resina compuesta (Epiphany) podría explicar la leve respuesta inflamatoria y la reducción de la periodontitis apical demostrada clínicamente[5].

Debe ser soluble en solvente común para retirarlo si fuese necesario[65]: es cumplido por los cementos selladores a base de resina compuesta, pues pueden ser disueltos con solventes como el cloroformo[5].

Aún cuando el cemento sellador de resina compuesta (Epiphany) se adhiere a las paredes del conducto, es tan fácil de remover como los cementos selladores a base de resina epóxica

y cementos de óxido de zinc eugenol. Puede ser disuelto en solventes convencionales de gutapercha[17,92,93].

Incluso, la obturación con el sellador de resina compuesta (Epiphany) puede ser desobturada con o sin el uso de cloroformo[93,94]. Sin embargo, la desobturación es ligeramente menos eficaz que el del cemento a base de resina epóxica (AH Plus), con un mayor tiempo requerido para dicho procedimiento[93,94].

El empleo de cloroformo, para la desobturación, durante la repetición del tratamiento de conductos radiculares obturados con cementos a base de resina epóxica (AH Plus) o resina compuesta (Epiphany), reduce el tiempo de trabajo y la cantidad de material residual[92,93].

## 5. Influencia de los irrigantes empleados en la terapia endodóntica sobre la adhesión de los cementos selladores a base de resina

La adhesión a la dentina radicular puede ser afectada por varios factores, entre ellos, la irrigación química usada durante la preparación del sistema de conductos radiculares que puede alterar la composición química de la superficie dentinaria y puede afectar su interacción con los materiales usados para la obturación[95].

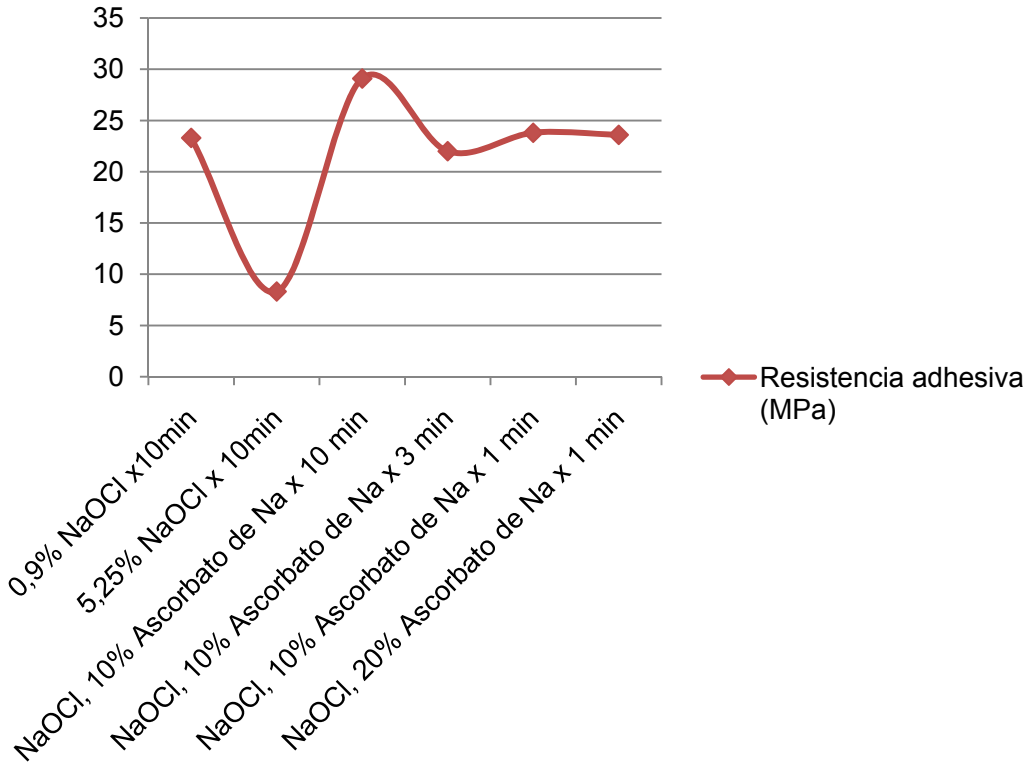
### 5.1. Hipoclorito de Sodio

El NaOCl ha sido empleado extensamente en la terapia endodóntica para proporcionar una importante debridación, desinfección, lubricación y disolución de tejido orgánico[96]. Este poderoso agente antimicrobiano ha demostrado amenazar la polimerización de las resinas[97,98]. Se ha pensado que el NaOCl conduce a la oxidación de algunos componentes en la matriz orgánica de la dentina[23,25], formando radicales derivados de proteínas[98] que pueden competir con la propagación de radicales libres de vinil generados por la fotoactivación de adhesivos de

resina, resultando así una terminación prematura de enlaces y una incompleta polimerización[99].

Además, la desnaturalización del colágeno[33], la reducción de los niveles de calcio y fósforo[100], y la reducción de las propiedades mecánicas de la dentina, como son módulo de elasticidad, resistencia flexural y microdureza[25,31,59], fueron reportadas después de la irrigación con NaOCl al 5,25%. Adicionalmente, el empleo de este irrigante durante la terapia endodóntica puede contribuir a la reducción en la interacción micromecánica entre las resinas adhesivas y la dentina radicular tratada[95].

El NaOCl al 5,25% disminuye significativamente la resistencia adhesiva de los cementos resinosos a la dentina del conducto radicular[95,97,99,101,102]. Sin embargo, después del uso de este irrigante, el empleo de ácido ascórbico al 10% o ascorbato de sodio neutro por 1 minuto[103] o 10 minutos[101], restablece la resistencia adhesiva de los cementos resinosos a niveles aceptables[101] (Ver Graf. 3).




Graf 3. Resistencia a la tensión de cemento resinoso a la dentina radicular después del tratamiento con varios irrigantes.

Tomado de Weston *et al.*[103], 2007.

Entonces, el NaOCl no debe ser empleado como irrigante final, porque remueve cualquier matriz orgánica expuesta de la dentina, dejando una superficie mineralizada menos receptiva para la adhesión de cementos resinosos[103]. Además, como se mencionó, esto se debe a que el hipoclorito es un agente oxidante en la matriz dentinaria[23,25] que interfiere con la

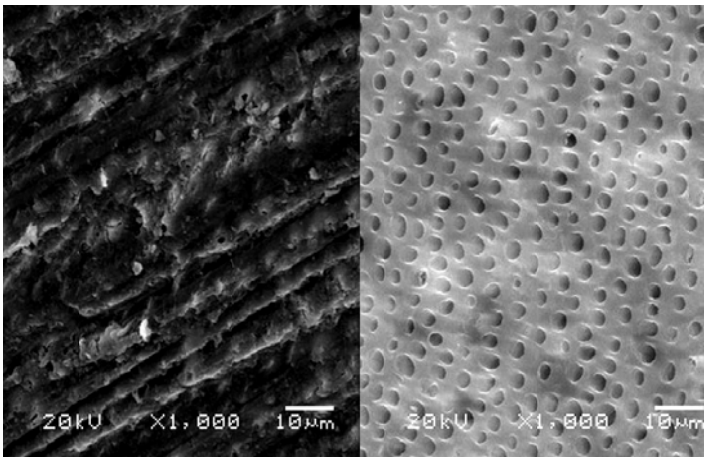
propagación de radicales libres en la interfase resina-dentina, dando como resultado un valor de resistencia adhesiva más bajo. El tratamiento con ascorbato de sodio cambia el sustrato oxidado a un sustrato reducido lo cual restaura el potencial redox de la dentina y se piensa que ayuda a la polimerización de cementos resinosos a base de metacrilatos y polimetacrilatos[103].

## 5.2. Ácido etilendiamintetracético o EDTA

La capa de desecho es una capa de detritus en las paredes del conducto radicular que se empaca en los túbulos dentinarios, producto de la preparación biomecánica[104]. Dicha capa cubre las áreas preparadas, actúa como reservorio de microorganismos[105], reduce la permeabilidad de la dentina radicular e impide la penetración de medicamentos intraconductos y de prolongaciones o “tags” de cementos selladores en los túbulos dentinarios del conducto radicular, por estas razones se sugiere la remoción de dicha capa[68,106].

Para ello se emplea comúnmente en la terapia endodóntica el EDTA[68,106,107]. Se ha reportado que el uso de este irrigante en la remoción de la capa de desecho incrementa la capacidad de los

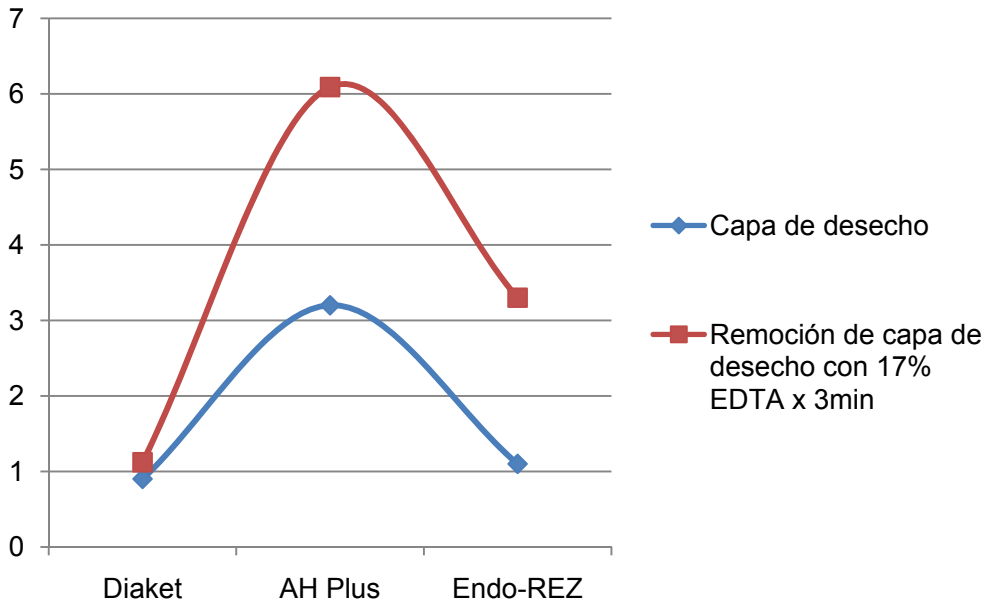
cementos selladores para penetrar los túbulos dentinarios, y ha demostrado elevar la resistencia adhesiva de los cementos a base de resina, mejorando la capacidad del sellado[68,107,108] (Ver Microfotografía 5).




Microfotografía 5. Microfotografías de dos secciones de diente mostrando la capacidad de producir (izquierda) y remover la capa de desecho (derecha). Tomado de Unverdi Eldeniz *et al.*[68], 2005.

Así lo demuestra el estudio de Unverdi Eldeniz *et al.*[68], donde al medir la resistencia adhesiva de tres cementos selladores a base de resina, con una prueba de cizallamiento, demostraron que la remoción de la capa de desecho con EDTA al 17% incrementa los valores de resistencia. Este incremento se

observó significativamente en el cemento sellador AH Plus. (Ver Graf.4)




Graf 4. Efecto de ausencia o presencia de la capa de desecho en la resistencia de cizallamiento de tres cementos selladores a base de resina a la dentina radicular.
Tomado de Unverdi Eldeniz *et al.*[68], 2005.

Igualmente, el EDTA es un agente quelante de pH neutro, que ha sido ampliamente usado para disolver selectivamente la hidroxiapatita sin la alteración de la estructura de la matriz de

colágeno, así se evitan mayores alteraciones en la estructura fibrilar del colágeno dentinario[109]. Las fibrillas de colágeno inalterado son menos afectadas por la deshidratación y es facilitada la infiltración de resina[110]. Adicionalmente, los minerales residuales en dichas fibrillas incrementan la estabilidad de la matriz orgánica[111]. Es por ello que el acondicionamiento con EDTA antes de la aplicación de agentes adhesivos autoacondicionantes incrementa significativamente la resistencia adhesiva a dentina[109].

De manera que se recomienda el uso de EDTA al 17% como irrigante, porque no sólo remueve la capa de desecho sino que también incrementa la adhesión de los cementos selladores a la dentina del sistema de conductos radiculares[4,107].

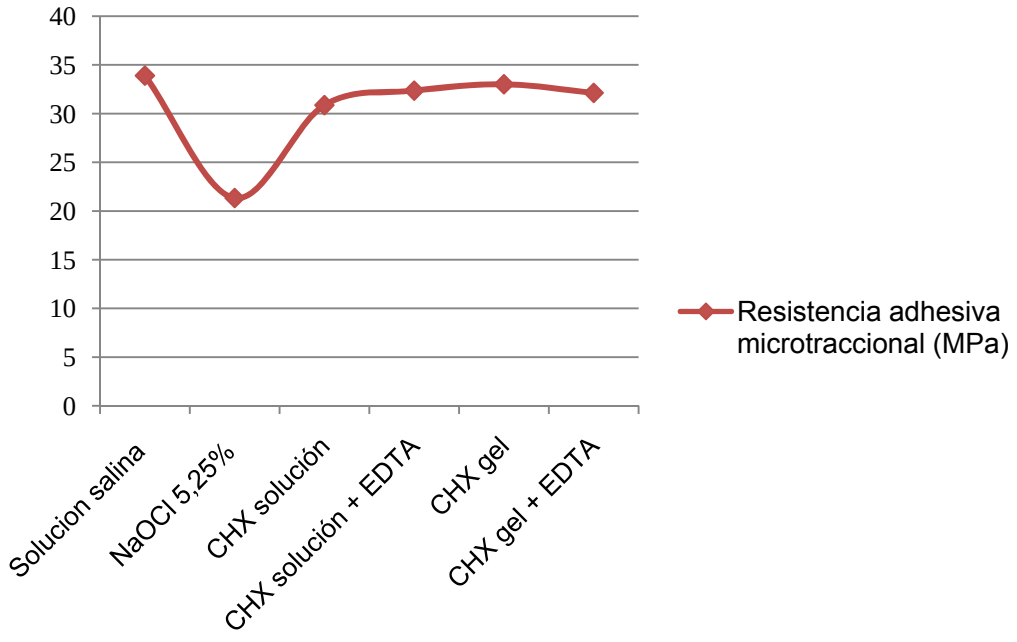
### 5.3. Clorhexidina

El gluconato de clorhexidina ha demostrado ser tan efectivo como el NaOCl contra microorganismos y ha sido empleado cada vez más como un irrigante químico potencial, pero aún no está claro su efecto en la adhesión de resinas a la dentina del conducto radicular[95].

La clorhexidina es una bisguanida catiónica con una óptima actividad antimicrobiana sobre un rango de 5,5 a 7, la cual actúa por absorción en las paredes del microorganismo, causando la ruptura de los componentes intracelulares[112]. Adicionalmente, por sus propiedades catiónicas, es adsorbida por los componentes minerales de la dentina y subsecuentemente es liberada[113].

En lo referente a su influencia en la adhesión, Erdermir *et al*.[97], señalaron que la irrigación endodóntica con solución de clorhexidina, incrementa significativamente la resistencia adhesiva a la dentina radicular. Estos autores sugieren que la absorción de clorhexidina por la dentina puede favorecer la infiltración de resina en los túbulos dentinarios, lo cual supuestamente explica los altos valores de resistencia adhesiva obtenidos. Otros autores prefieren considerar que la clorhexidina, en solución o en gel, no afecta la interacción de adhesivos autoacondicionantes a la dentina porque no es un agente oxidante[95].

La irrigación endodóntica con solución de clorhexidina, clorhexidina asociada con EDTA, o clorhexidina en gel, no muestran un efecto adverso en la adhesión de sistemas adhesivos autoacondicionantes, pudiendo concluir que estas soluciones irrigantes son compatibles con los procedimientos restauradores adhesivos llevados a cabo con estos materiales[95] (Ver Graf. 5).




Graf 5. Resistencia adhesiva microtraccional (MPa) a la dentina, después de usar diferentes irrigantes.

Tomado de Santos *et al.*[95], 2006.

Es por ello que el fabricante de los cementos selladores a base de resina compuesta recomienda la secuencia de NaOCl al 5,25%, seguido de EDTA al 17% y como irrigante final clorhexidina o agua estéril[17]. Y como se mencionó anteriormente, también existe la alternativa del ácido ascórbico al 10% o ascorbato de sodio neutro, para neutralizar el efecto oxidante del NaOCl y restablecer la resistencia adhesiva de los cementos resinosos a niveles aceptables[101].

## 6. Material de obturación central a base de resina. Resilon®

Los objetivos principales de la terapia endodóntica son la limpieza químico-mecánica, la preparación del sistema de conductos radiculares y su completa obturación tridimensional[1], con materiales inertes, bacteriostáticos, que promuevan un sellado estable y estimulen o no interfieran con el proceso de reparación[3].

Al ocupar el espacio creado por la limpieza y la preparación, la obturación debe sellar completamente el sistema de conductos

radiculares evitando así el ingreso bacteriano de la cavidad bucal o los tejidos perirradiculares[2].

Según Grossman[65] un material de obturación central de conductos debe cumplir los siguientes requisitos:

1. Debe introducirse fácilmente en el conducto radicular.
2. Debe sellar la totalidad del conducto, tanto apical como lateralmente.
3. No debe contraerse después de insertado.
4. Debe ser impermeable, sin solubilizarse en medio húmedo.
5. Debe ser bacteriostático, o al menos, no favorecer la reproducción bacteriana.
6. Debe ser radiopaco.
7. No debe pigmentar la estructura dentaria.
8. Debe ser bien tolerado por los tejidos periapicales.
9. Debe ser estéril o fácil de esterilizar antes de su introducción.
10. Debe retirarse con facilidad del conducto, en caso de ser necesario.

Se han sugerido una gran cantidad de materiales para la obturación radicular, pero ninguno de ellos ha conseguido reemplazar a la gutapercha[4-8]. No obstante, se ha comprobado que la misma no produce un sellado dentinario a lo largo del conducto cuando se emplea junto a cementos selladores, lo que puede comprometer los resultados del tratamiento[2,4,8].

Por esta razón, se comenzaron a emplear los materiales de obturación radicular convencionales (gutapercha) con cementos fabricados a base de resina de metacrilatos, ya que estos últimos, favorecen la unión de dicho material a la dentina radicular[10].

Sin embargo, se ha evidenciado igualmente ciertos problemas. Entre ellos se puede mencionar a la falta de unión química entre el polisopreno y los materiales fabricados a base de resina de metacrilatos[10-12]. De este modo, en el 2004[70,11], surge el desarrollo de un nuevo material termoplástico de obturación radicular denominado *Resilon*[4,5,10,13-17].

## 6.1. Composición del material de obturación a base de resina, Resilon

*Resilon* es un nuevo material de obturación radicular compuesto por policaprolactona, el cual es un poliéster alifático, biodegradable y sintético, responsable de su termoplasticidad[7,20]. Adicionalmente este material de obturación a base de polímeros, está compuesto por partículas de relleno entre las que podemos mencionar el vidrio bioactivo, dimetacrilatos, oxicloruro de bismuto y sulfato de bario, siendo los dos últimos los responsables de su radiopacidad[4,5,7,8,12,14,18-20,70,94,114,115].

El porcentaje en volumen de dicho policaprolactona es del 57,6 ± 0,2%, mientras que el porcentaje en volumen del relleno es del 42,4 ± 0,2%. Las partículas de relleno a su vez poseen un porcentaje en peso equivalente al 65%[4,20], lo que hace posible su remoción en casos de repetición del tratamiento según el fabricante[4,116].

Puede ser empleado tanto en compactación lateral como vertical, porque ha sido lanzado al mercado en dos presentaciones comerciales: en forma de conos similares a los

de gutapercha, fabricados con conicidades variables (0,02, 0,04 y 0,06) y diversos tamaños respetando las normas ISO, y en forma de pequeñas barras para técnicas termoplastificadas[4,11,12,17,94,117].

Este nuevo material posee un desempeño al parecer muy similar al de la gutapercha, comparte sus mismas propiedades de manipulación, es insoluble en agua y para propósitos de repetición de tratamiento puede ser reblandecido con calor, disuelto con solventes como el cloroformo o retirado con limas de sistemas rotatorios activados con motores eléctricos[4,5,8,17,93,94,114,116].

Es considerado un material biocompatible, no citotóxico, no mutagénico[87,118], y de alta radiopacidad, razones por las cuales ha sido aprobado para uso endodóntico por la FDA[92,118]. Es de notar que los conos y las pequeñas barras de Resilon poseen mayor radiopacidad que la gutapercha[17] (Ver Fig. 2).

Fig 2. Radiografía donde se observa que el Resilon tiene mayor radiopacidad que la gutapercha. Tomado de Introducing Epiphany Soft Resin Endodontic Obturation System[17], 2004.

Cuando los conos Resilon son usados junto al imprimador autoacondicionante y el cemento sellador de curado dual a base de resina compuesta (Epiphany, RealSeal, InnoEndo, SimpliFill o el Next*)* [4-6,8,20,114,115,119], se crea un "monobloque" u obturación adhesiva entre la dentina intrarradicular y la obturación del conducto radicular, incrementando así el éxito del tratamiento[4,5,12,14].

Se anticipa la formación de un monobloque, debido a la creación de una retención micromecánica por la formación de

una capa híbrida en la dentina tratada con el imprimador autoacondicionante y la unión química del UDMA contenido en el Resilon y el cemento sellador a base de metacrilatos[4], obturación a la que se le puede denominar como monobloque secundario, pues posee dos interfases adhesivas, pared dentinaria del conducto radicular-cemento sellador y cemento sellador-Resilon[11] (Ver Fig.3).

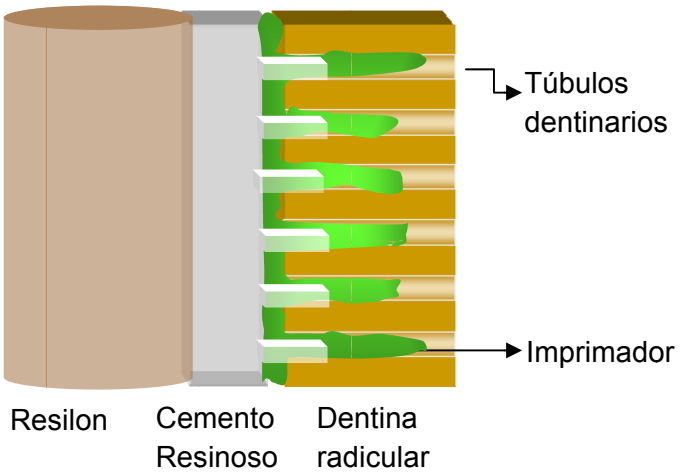



Fig 3. Ilustración de Monobloque secundario. Sistema de Obturación Resilon. Tomado de Tay y Pashley[11], 2007.

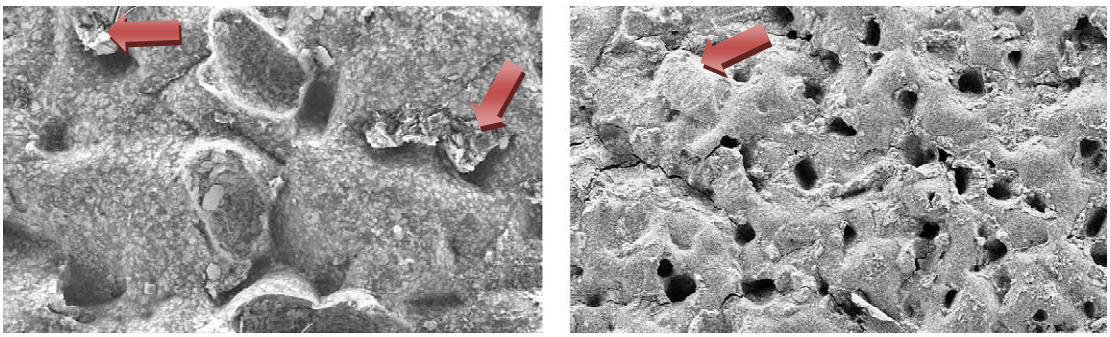
## 6.2. Adhesión del Resilon a los cementos selladores a base de resina compuesta

La creación de un monobloque endodóntico ha sido dificultada por la carencia de unión química entre el polisopropeno, componente de la gutapercha, y los cementos selladores a base de óxido de zinc eugenol, resina epóxica, hidróxido de calcio o ionómero de vidrio[10,72]. La reciente introducción del Resilon como material de obturación de conductos promete una obturación adhesiva[4,5,14].

Una notable ventaja que posee el Resilon, de acuerdo con el fabricante, es su capacidad de adherirse a cementos selladores a base de dimetacrilatos por la incorporación de UDMA a este material a base de poliéster[4,6]. Sin embargo, la concentración de componentes poliméricos, policaprolactona y UDMA, es probablemente en una proporción de 10:1, lo cual no podría optimizar la adhesión del material de obturación al cemento sellador a base de metacrilatos[11].

Estudios morfológicos adicionales revelan que el dimetacrilato en el Resilon no está disperso homogéneamente en la mezcla del polímero y aparece como una fase de separación entre los componentes de la policaprolactona. Parece que la cantidad de dimetacrilatos incorporados en el Resilon podría aún no ser óptima para la efectiva unión química de los cementos selladores a base de metacrilatos[7,12,115].

Adicionalmente, las pruebas adhesivas microtraccionales[12,115], y de resistencia tensional[6] demuestran la débil adhesión del Resilon al cemento sellador a base de metracrilatos y a la dentina radicular. Ésta falla adhesiva ha sido corroborada bajo microscopio electrónico de barrido donde pequeñas áreas remanentes del cemento sellador se observaron en la superficie del Resilon[12] (Ver Microfotografía 6).



Microfotografía 6. Microfotografías de alta magnificación con FE-SEM, tomada a 20 KeV, (izquierda) muestra la retención de cemento sellador fracturado (flechas) en los agujeros creados en la superficie del Resilon, (derecha) fallas adhesivas similares con agujeros de 50 a 100 µm creados sobre la superficie del Resilon.

Tomado de Tay *et al.*[12], 2006.

En este aparte es necesario señalar que las pruebas de resistencia de unión adhesiva, están orientadas a medir la falla o ruptura interfacial entre el adhesivo y la dentina, ejemplo de ello es la prueba adhesiva microtraccional, ilustrada en Fig. 4, para evaluar la adhesión de cementos selladores a base de resina compuesta al Resilon[12]. Es necesario destacar que estas pruebas son las mismas que se realizan actualmente para medir la resistencia adhesiva de las resinas compuestas a la dentina de la corona, parece desventajosa la comparación y a futuro debería crearse un modelo experimental acorde con las condiciones de la dentina radicular.

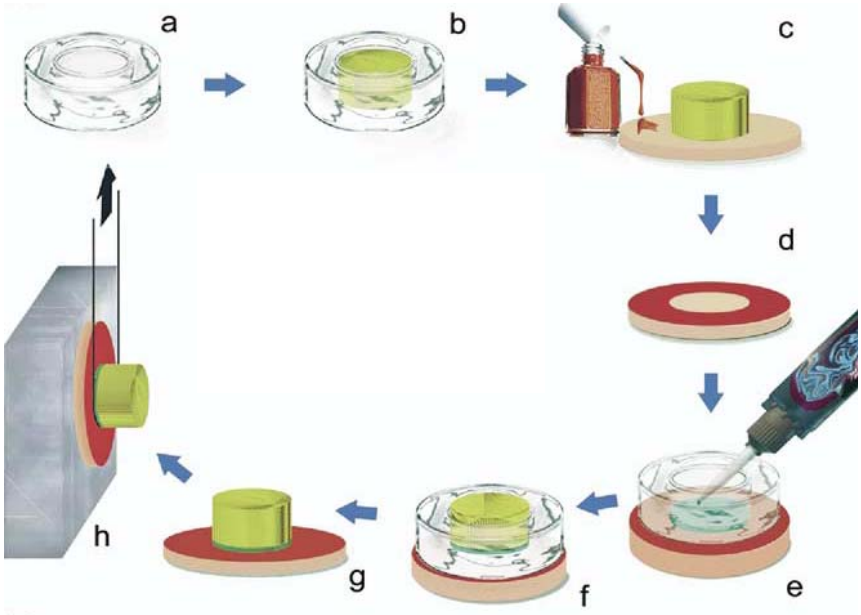



Fig 4. Prueba adhesiva microtraccional para evaluar la adhesión de cementos selladores a base de metacrilatos al Resilon. (a) tubo pequeño de poliuretano (PE), (b) preparación del cilindro de resina dentro PE, (c) colocación del cilindro de resina en el disco de Resilon (R) y aplicación de barniz de uñas, (d) espacio dejado para la adhesión después de la remoción del cilindro de resina en el disco R, (e) PE vacío sobre R y aplicación del cemento a base de metacrilato, (f) inserción del cilindro de resina cubierto con primer dentro de PE, para crear una capa de 0.5mm de cemento sellador entre el cilindro y el disco R, (g) remoción de PE después de 48 horas para asegurar la polimerización del cemento, (h) ubicación de alambre ortodóntico tan cerca como sea posible del cilindro de resina y tensión de la adhesión ensamblada para falla en una maquina de prueba universal. Tomado de Tay *et al.*[12], 2006.

En síntesis, como el Resilon ha sido comercializado como un material altamente polimerizable que contiene una capa inhibida de oxígeno, libre de radicales libres, su capacidad adhesiva a cementos selladores a base de metacrilatos ha sido cuestionada[115]. Por todo esto, Tay *et al.*[12], no apoyan el concepto de monobloque, y sugieren que se efectúen mas estudios acerca de la adhesión entre el Resilon y estos cementos selladores.

## *7.* Capacidad adhesiva del Sistema de Obturación Resilon

### 7.1. Resistencia de la unión adhesiva

Una pregunta que surge en el uso de los mecanismos de adhesión es ¿qué cantidad de adhesión hace falta?, es decir, ¿cuál es el valor de la resistencia adhesiva (tensión máxima para producir desprendimiento) que se necesita para alcanzar el éxito clínico?[22].

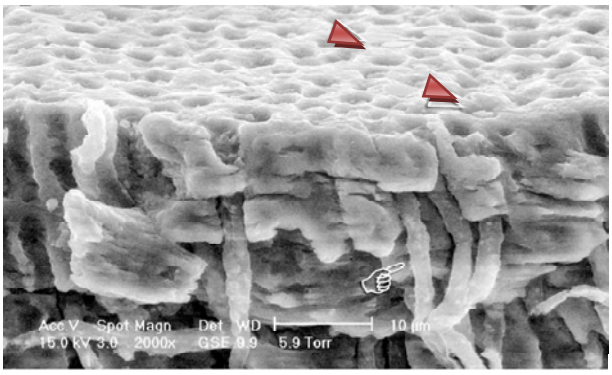
Conceptualmente puede decirse que el valor necesario es uno que sea superior a la tensión máxima que puede llegar a ser generada sobre la interfase. Esas tensiones se generan en primera instancia cuando se produce la transformación del

material de estado pasta en un sólido. Las reacciones clínicas involucradas, especialmente las de polimerización, generan contracción y, en la mayoría de las situaciones clínicas, tienden a la separación del material de la superficie sobre la que fue colocado[22].

Que esa separación se produzca o no, depende del valor de adhesión logrado y de la posibilidad de que la zona de adhesión se "acomode" disipando las tensiones que tienden a producir separación[22].

Es por ello que numerosos estudios se han dedicado a evaluar la capacidad adhesiva de este Sistema de Obturación Resilon, por medio de pruebas que miden la resistencia de la unión adhesiva. Entre los estudios realizados, está el de Gesi *et al*.[6], que comparó la resistencia interfacial, por medio de una prueba de resistencia traccional, y el modo de falla, de conductos obturados con Resilon/Epiphany y gutapercha/AH Plus. La capacidad adhesiva alcanzada con la obturación Resilon/Epiphany a la dentina intrarradicular no fue superior a la de la gutapercha y un sellador a base de resina epóxica[6,19].

La unión débil en los conductos obturados con Resilon residió predominantemente a lo largo de la interfase sellador-dentina, basado esto en la observación de prolongaciones o “tags” de resina fracturados (Ver Microfotografía 7). El patrón de fractura de estas prolongaciones sugiere que ellas fueron quebradas a lo largo de la propagación de una grieta, por la presencia de corredores de tensión que preexistían en la superficie adhesivo-dentina. Estos corredores de tensión pudieron haber sido formados por el contacto directo del Resilon con la dentina, por la distribución no uniforme del cemento resinoso, o la presencia de brechas iniciadas por la contracción de polimerización del cemento sellador[6].




Microfotografía 7. Microfotografía que ilustra la falla interfacial en el grupo Resilon/Epiphany. Remantes de resina (apuntador) en la superficie radicular; tags de resina fracturados (flecha) en la superficie de dentina radicular. Tomado de Gesi *et al*.[6], 2005

Es importante notar que el grupo Resilon en el estudio de Gesi *et al.*[6], obtuvo una resistencia adhesiva de 0,50 ± 0,41 MPa, significativamente más baja que en el grupo gutapercha 0,94 ± 0,77 MPa.

Resultados muy similares fueron obtenidos en otro estudio de Sly *et al.*[120], quienes de igual modo evaluaron la resistencia adhesiva traccional de dos sistemas de obturación endodóntica, Epiphany/Resilon y gutapercha/AH 26, a la dentina radicular. Para realizar esta prueba, 30 caninos humanos extraídos, fueron divididos en dos grupos de 15 especímenes cada uno, posteriormente fueron tratados endodónticamente y obturados con el sistema correspondiente. Luego, las 15 raíces de cada grupo fueron seccionadas horizontalmente en cortes de aproximadamente 2mm, almacenadas en medio húmedo en contenedores y ordenadas por cortes de coronal a apical. El espesor y el perímetro de cada corte fueron medidos para calcular el área adherida. Posteriormente, cada corte fue adjuntado al soporte metálico de la base de una Maquina de Prueba Universal (MTS Sintech ReNew 1123) y la fuerza fue aplicada a 0,5mm por minuto hasta la extrusión de dicha

obturación del espécimen, la Fig.5 ilustra la prueba empleada en este estudio.

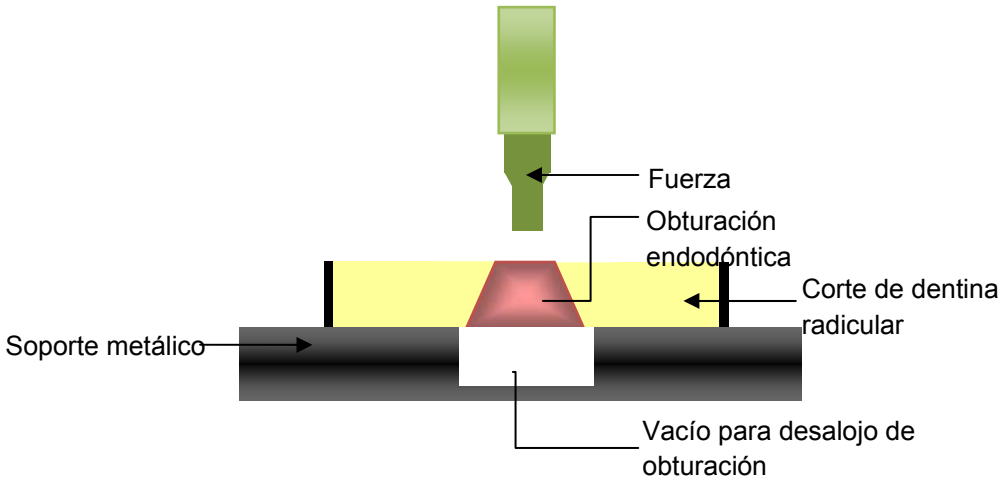
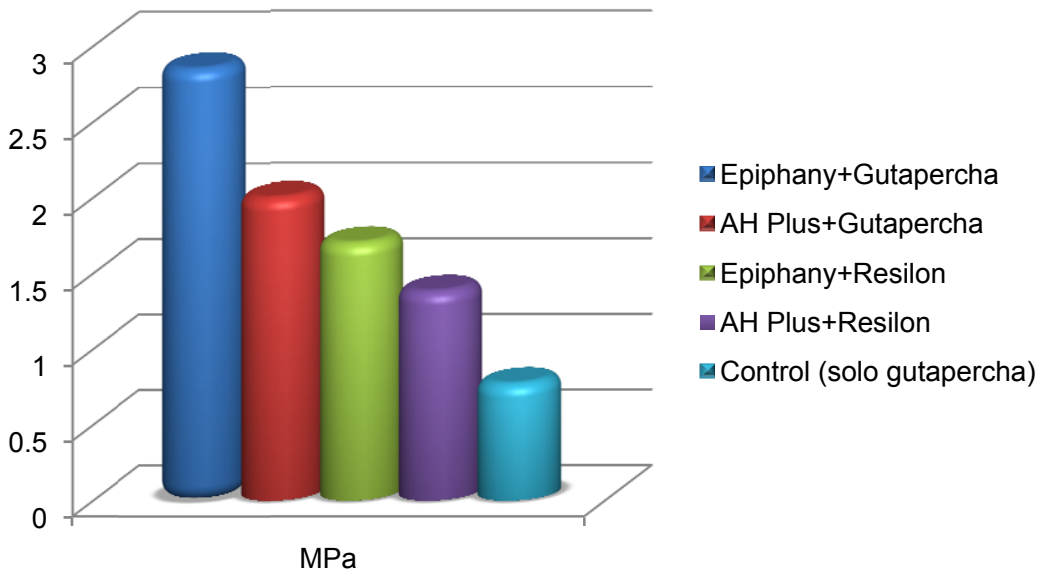



Fig 5. Representación esquemática de prueba para medir la resistencia adhesiva traccional de la obturación del conducto radicular con un corte de dentina radicular. Tomado de Sly *et al*.[120], 2007

De acuerdo a los resultados obtenidos en este estudio, los autores concluyen que el promedio de resistencia traccional de la gutapercha/AH 26 (1,7 ± 0,71 MPa) a la dentina intrarradicular, es mayor que la resistencia del Sistema de Obturación Resilon (0,51 ± 0,3 MPa)[120].

Sin embargo, en otro estudio de Ungor *et al*.[19], se empleó la misma metodología y se obtuvieron resultados superiores. Ellos evaluaron la resistencia adhesiva del Sistema Resilon y la compararon con la resistencia adhesiva de diferentes combinaciones de AH Plus, gutapercha, Epiphany y Resilon. El grupo Resilon/Epiphany obtuvo valores de 1,7±0,34 MPa y la gutapercha/AH Plus de 2,0±0,36 MPa. Sorprendentemente, la obturación que combina Epiphany y gutapercha mostró los valores más altos de resistencia adhesiva (2,8±0,5), mientras que la combinación AH Plus y Resilon obtuvo los valores más bajos (Ver Graf.6). Una posible explicación es que la gutapercha es más compactable que el Resilon[19].

Este estudio también reveló que la falla adhesiva de la combinación Resilon-cemento sellador a base de metacrilato descansa en la interfase dentina-sellador[18,19,107]. Basados en estos resultados, los autores concluyen que es razonable especular que la adhesión del sellador Epiphany es más fuerte al Resilon que a la dentina, y que las fuerzas adhesivas son sólo un aspecto de la calidad del cemento sellador de conductos radiculares[19].




Graf 6. Valores de resistencia adhesiva de las diferentes combinaciones AH Plus, gutapercha, Epiphany y Resilon. Tomado de Ungor *et al*.[19], 2006.

Por otro lado, la variación en las resistencias adhesivas observadas en los grupos Resilon/Epiphany podría ser en parte atribuida a la presencia de vacíos entre las paredes dentinarias y la obturación endodóntica[120].

La presencia de burbujas o vacíos en el cemento resinoso podría estar principalmente relacionada con las características

del cemento, la característica anatómica radicular y la distribución tridimensional en el espacio preparado. Otras razones pueden ser la incorporación de aire en la mezcla del cemento resinoso, viscosidad del cemento y técnica con la que se lleva el cemento al lugar[53]. Cuando la región interfacial adhesiva se somete a cambios térmicos y a fuerzas mecánicas, se crean concentraciones de fuerzas alrededor de estos vacíos. La fuerza puede ser tan intensa que inicia la separación de la unión adhesiva adyacente al vacío[35].

Adicionalmente, la contracción de polimerización del cemento sellador a base de metacrilatos también podría contribuir a los bajos valores de resistencia adhesiva observados en los grupos Resilon/Epiphany. El estrés de contracción generado durante la polimerización del cemento, puede provocar la separación del cemento sellador a base de resina de las paredes del conducto, y consecuentemente, los valores de resistencia adhesiva en esta interfase decrecerán[120].

Más aún, la interacción de dos factores geométricamente relacionados, el factor C (o factor de configuración) y el factor S

(o estrés de contracción), predicen que la unión de materiales de obturación adhesivos al sistema de conductos radiculares, es altamente desfavorable cuando se compara con restauraciones coronales indirectas con un espesor de película de resina similar[119].

Para entender mejor, el factor C se define como la relación (o cociente) entre las superficies adheridas (paredes dentinarias-resina) y las no adheridas al diente (o superficies libres del material)[39].

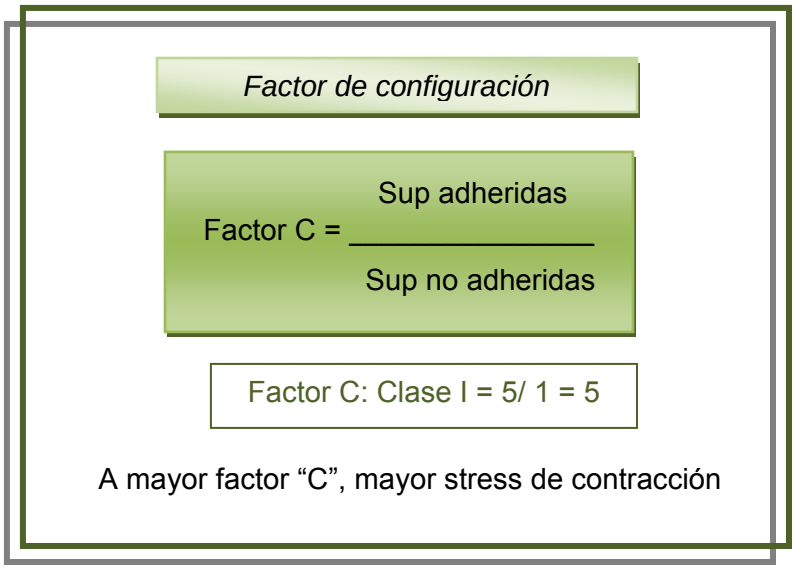



Fig 6. Asociación entre los valores del Factor de Configuración y las cavidades. Tomado de Abate[39], 2003.

En una cavidad clase I, hay cinco paredes adheridas y solo una libre o no adherida. En función a lo expuesto puede deducirse que el factor C será igual a cinco[39] (Ver Fig. 6). Entonces, durante la polimerización, la superficie no adherida puede moverse y fluir, de ese modo se libera el estrés de contracción. No obstante, cuando una superficie no adherida se hace pequeña, como en un profundo conducto radicular estrecho, la liberación de estrés es insuficiente y hay una alta probabilidad de que una o más áreas adheridas puedan separarse[119].

Se puede estimar que la contracción de polimerización produce una fuerza que, al distribuirse sobre la superficie de contacto con el diente, genera una tensión (fuerza/superficie). Esta tensión se puede calcular que tiene un valor de alrededor de 15 MPa[22].

Esto significa que antes de colocar la masa principal de resina compuesta, una primera capa debe estar adherida a la superficie dentaria con un valor de resistencia adhesiva (tensión necesaria para producir desprendimiento) mayor que el citado (15 MPa). De

no ser así, la contracción produce una separación y una brecha que impide el logro de los objetivos restauradores[22].

El factor C en conductos radiculares, que puede ser por encima de 1000 (dependiendo del espesor del sellador y la longitud del conducto)[119], los cambios volumétricos que ocurren en los cementos selladores a base de metacrilato durante la polimerización[81], y adicionalmente, el fotocurado de dicho cemento, que causa la rápida polimerización y evita el alivio de tensiones, afectan el perfecto sellado y la adhesión del Sistema de obturación Resilon, induciendo tensiones interfaciales y posibles fracturas de la unión adhesiva[83,119].

Incluso, el aumento de temperatura causado por el compactador del Sistema B (sistema de calentamiento potenciado, que emplea un portador térmico para ablandar y compactar verticalmente, de manera simultánea, la gutapercha dentro del conducto radicular por medio de una onda descendente de calor[59]) podría afectar el colágeno dentinario y de ésta manera reducir la resistencia tensional de la dentina radicular[117,121].

En contraste, la dinámica de autocurado incorporada en RealSeal puede ser considerada una ventaja en minimizar el estrés de contracción acumulado que favorece la supervivencia de la adhesión Resilon-cemento sellador. Sin embargo, en vista del extremadamente alto factor C encontrado en los conductos radiculares largos y estrechos[75,119], es incierto si la adhesión bastante débil Resilon-sellador es capaz de resistir el estrés de contracción de polimerización que se desarrolla durante el curado del cemento sellador a base de resina[12]. Este tema se torna aún más importante cuando el sellador de curado dual es fotocurado en el orificio del conducto radicular para crear un sellado coronario inmediato (como lo indica el fabricante), porque esto elimina una importante vía para liberar el estrés por fluidez de la resina[83].

Entonces, aún con la hibridización, una unión adhesiva exitosa que implica un sellado perfecto del sistema de conductos radiculares es difícil de lograr, lo cual podría deberse a la complejidad del sustrato y el alto factor C[21].

## 7.2. Capacidad de Sellado

El logro de la adhesión no sólo es necesario para evitar el desprendimiento del bloque restaurador. Una integración y continuidad entre el material restaurador y la estructura dentaria, evita la presencia de brechas entre ambos, en las cuales puedan introducirse los componentes del medio bucal[22].

La adhesión es imprescindible para alcanzar el denominado "sellado marginal" y su ausencia permite que se produzca "filtración marginal" que hace que los iones, las sustancias y los microorganismos presentes en la saliva lleven al fracaso de la acción terapéutica al generar procesos, defectos e infecciones con secuelas posteriores[22].

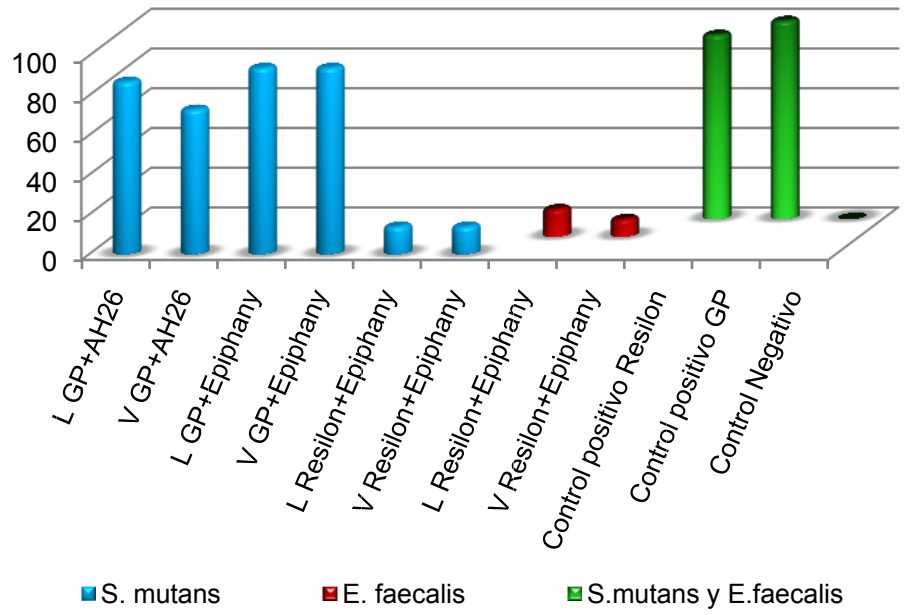
La microfiltración en el conducto radicular, resulta de vacíos encontrados en la interfase de la pared del conducto y el material de obturación o a través de vacíos dentro del material de obturación[62]. Esta microfiltración podría afectar adversamente el éxito de la terapia endodóntica[122].

Debido a que no es posible esterilizar el conducto radicular y remover todo el detritus después de una limpieza óptima, uno de los objetivos de la obturación es lograr un sellado tridimensional, que elimine la microfiltración tanto en dirección coronaria como apical y que sepulte vivos ("entomb") los microorganismos remanentes en el conducto radicular[4,5,13]. Igualmente, es necesario resaltar la importancia de una adecuada restauración para asegurar el éxito a largo plazo de los dientes tratados endodónticamente[123].

Numerosos estudios han evaluado la capacidad de sellado de este Sistema de Obturación Resilon. El primero de ellos fue el de Shipper *et al.*[4], quienes evaluaron la resistencia de este sistema a la microfiltración bacteriana. Para ello emplearon cepas de *Streptococcus mutans* y *Enterococcus faecalis*, por un período de 30 días, a través de combinaciones de gutapercha, AH 26, Resilon, Epiphany, usando dos técnicas de obturación: compactación lateral y vertical.

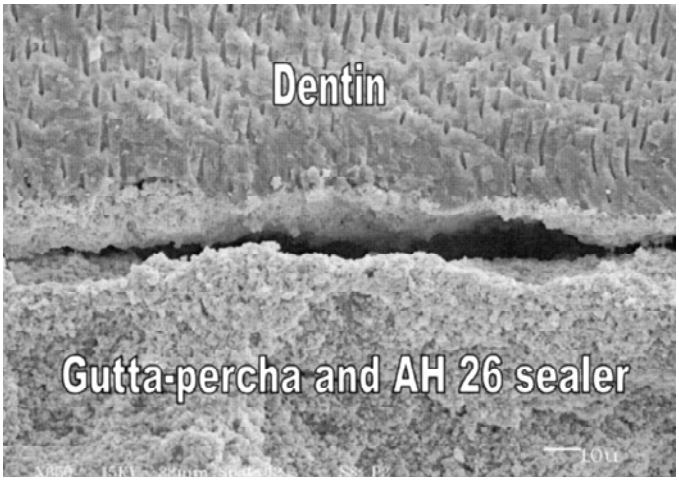
Los resultados obtenidos demostraron que los grupos Resilon permitieron una mínima filtración bacteriana de ambas cepas.

Ésta fue significativamente menor que la gutapercha, la cual filtró aproximadamente en un 80 % de los especímenes estudiados (con cualquier técnica o sellador) (Ver Graf.7). Un factor importante en este estudio fue el empleo de cementos selladores tanto con la gutapercha como con el Resilon, ya que las muestras sin cemento sellador filtraron dentro de las primeras 24 horas. Por lo anterior, se le atribuye la excelente capacidad de sellado del Resilon al sistema monobloque descrito anteriormente[4].

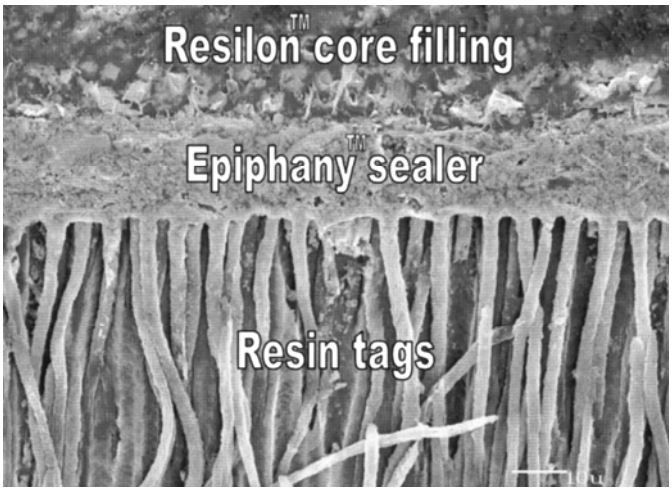



Graf 7. Porcentaje de microfiltración de *Streptococcus mutans* y *Enterococcus faecalis* en diferentes combinaciones AH Plus, gutapercha, Epiphany y Resilon. Tomado de Shipper *et al.*[4], 2004.

De igual modo, estos autores demuestran la capacidad de sellado de dicho monobloque en microfotografías tomadas bajo microscopio electrónico de barrido, a diferencia de la obturación con gutapercha, donde la brecha entre el sellador y el material de obturación central puede crear la vía para la microfiltración (Ver Microfotografías 8 y 9).




Microfotografía 8. Microfotografía SEM (650X) de la sección longitudinal del diente obturado con gutapercha. Las prolongaciones de resina del sellador penetraron en la dentina, pero es evidente la brecha entre la interfase sellador-dentina y gutapercha. Tomado de Shipper *et al*.[4], 2004.




Microfotografía 9. Microfotografía SEM (1000X) de sección longitudinal de un diente descalcificado obturado con Resilon. El Resilon se observa cercanamente adaptado al sellador Epiphany, y las prolongaciones de resina que penetran en los túbulos dentinarios. Tomado de Shipper *et al*.[4], 2004.

Asimismo, cuando evaluaron *in vivo* la prevención de la periodontitis apical, subsecuente a la inoculación coronaria en raíces de perros con microorganismos de la cavidad bucal, por un período de 14 semanas, obtuvieron como resultado que el Sistema Monobloque Resilon provee un sellado apical superior y significativamente menor inflamación periapical que la gutapercha/AH Plus. Los resultados observados mostraron el desarrollo de una inflamación leve en el 82% de los conductos

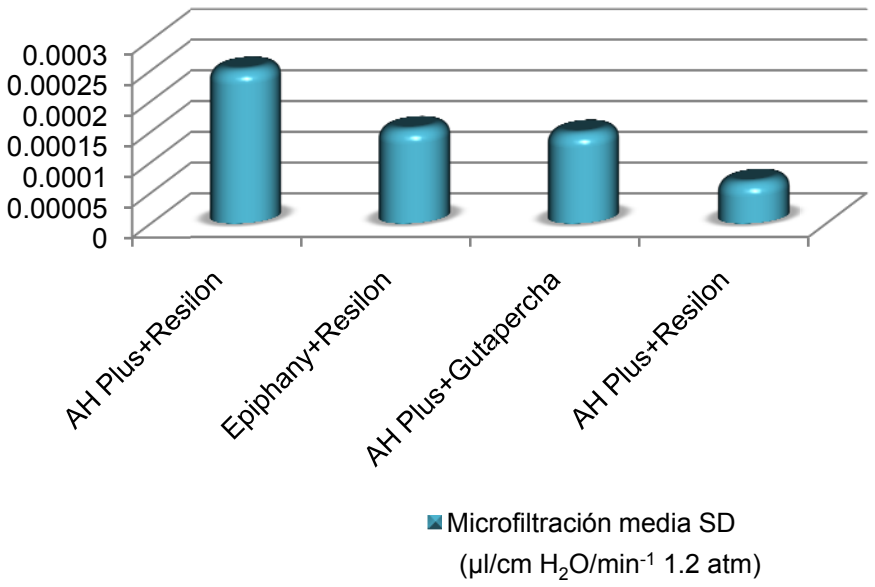
obturados con gutapercha y AH 26 utilizando la técnica de compactación lateral y vertical, mientras que en el grupo del sistema Resilon solo se observó inflamación leve en el 19% de los conductos[5].

En un estudio por medio de la filtración de fluido de Stratton *et al.*[8], donde comparan la cantidad de microfiltración en las obturaciones gutapercha/AH Plus y Resilon/Epiphany usando tres irrigantes finales diferentes: NaOCl al 5,25%, y clorhexidina al 0,12% o al 0,2%, los resultados obtenidos pueden reflejar una combinación de ambas microfiltraciones, coronaria y apical. Bajo estas condiciones, los grupos Resilon fueron significativamente más resistentes al movimiento de fluidos que los grupos gutapercha/AH Plus. Aunque no fue significativo cuando el NaOCl fue usado como irrigante final en el grupo Resilon/Epiphany, pues hubo mayor tendencia a la microfiltración.

Conclusiones similares fueron señaladas por Tunga *et al.*[15], al comparar la capacidad de sellado del Resilon/Epiphany con la capacidad de la gutapercha/AH Plus y gutapercha/AH 26, por un

modelo de transporte de fluido. La menor microfiltración fue observada en las obturaciones con el Sistema Resilon. Los resultados de este estudio *in vitro* muestran que la obturación con dicho sistema promete mayor capacidad de sellado del conducto radicular.

Por el contrario, estos hallazgos no concuerdan con los resultados reportados por Tay *et al*.[18], quienes al examinar la cualidad ultraestructural del sellado apical, por la penetración de trazas de plata, concluyeron que la calidad del sellado apical alcanzada con Resilon/Epiphany no es superior a la gutapercha en conjunto con un cemento sellador a base de resina epóxica. Estos hallazgos están de acuerdo con los de Onay *et al.*[124], quienes concluyeron lo mismo al evaluar la microfiltración apical de diferentes combinaciones de AH Plus, gutapercha, Epiphany y Resilon, por medio de filtración de fluido computarizada (Ver Graf.8).

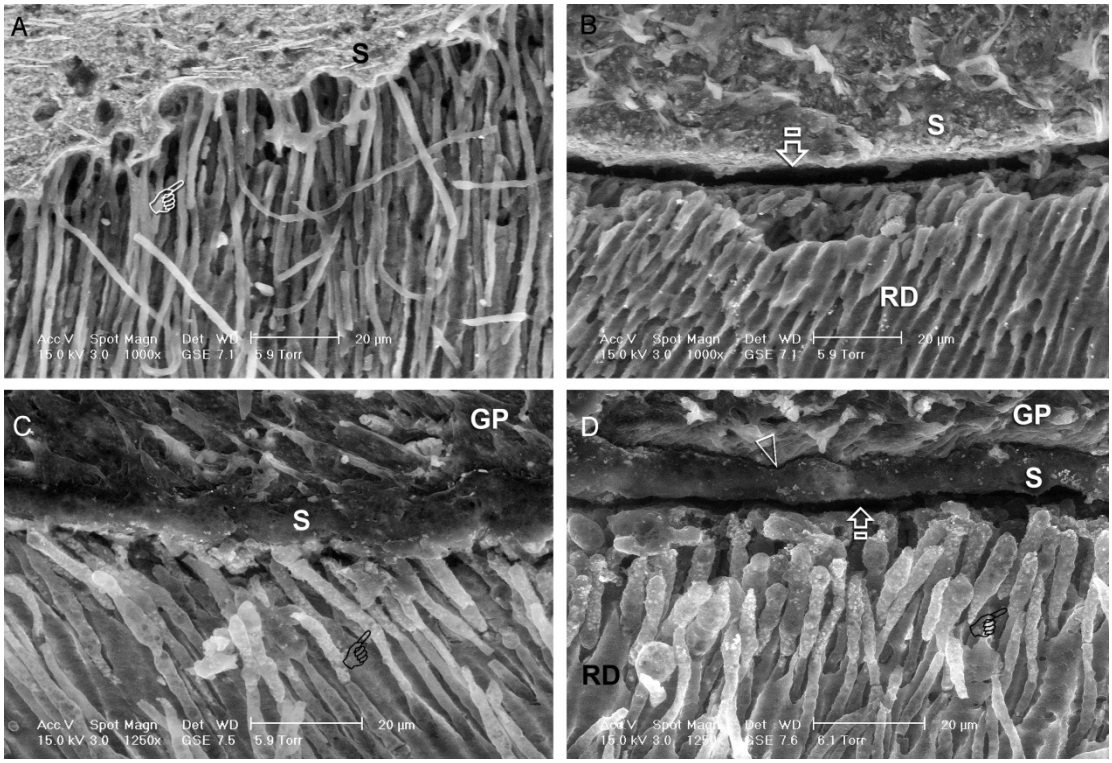



Graf 8. Valores promedio de microfiltración apical de diferentes combinaciones de AH Plus, gutapercha, Epiphany y Resilon, por medio de filtración de fluido computarizada.

Tomado de Onay *et al.*[124], 2006.

En el estudio de Tay *et al.*[18], también se empleó microscopía de barrido para examinar las brechas a lo largo de las paredes del conducto, el análisis mostró regiones libres de brechas y regiones con brechas para ambas muestras en los 4mm apicales, adicionalmente, no hubo diferencia de microfiltración en los 4mm

apicales con ambos materiales de obturación usados (Ver Microfotografía 10).




Microfotografía 10. Microfotografías FE-SEM de sección de especímenes obturados con compactación vertical, observación de variabilidad de formación de brechas. A: espécimen obturado con Resilon, tomado a 4 mm del ápice; no se observa brechas entre el cemento sellador (S) y la dentina radicular. Numerosas prolongaciones de resina (apuntador) se extienden dentro de los túbulos dentinarios. B: Otra región del lado opuesto del espécimen obturado con Resilon, tomado a 4 mm del ápice. Se observa una

brecha (flecha) entre S y la dentina radicular (RD). C: espécimen obturado con gutapercha (GP) y AH Plus, tomado a 4 mm del ápice; no se observa brechas entre el cemento sellador (S) y la dentina radicular. Se observan numerosas prolongaciones de resina (apuntador). D: Otra región del lado opuesto del mismo, observando la separación de la GP al S, y la presencia de brecha (flecha) entre S y la dentina radicular (RD). Tomado de Tay *et al*.[18], 2005

Más aún, Raina *et al.*[125], afirman *"si las obturaciones con Resilon/Epiphany fueran realmente adhesivas a lo largo del conducto, entonces, el acortamiento secuencial de la longitud radicular no debería llevar a ningún incremento en la microfiltración".* Sin embargo, en el estudio realizado por estos autores, donde evaluaron la microfiltración con cortes secuenciales de la completa longitud radicular (de coronal a apical) por filtración de fluido, los resultados indican que los conductos obturados con Resilon/Epiphany filtraron tanto como los conductos obturados con gutapercha/AH Plus.

Una posible razón para diferenciar los resultados de cada investigación es el modelo de estudio usado. Ambos estudios de Shipper *et al.*[4,5] trataron de microfiltración coronaria, mientras

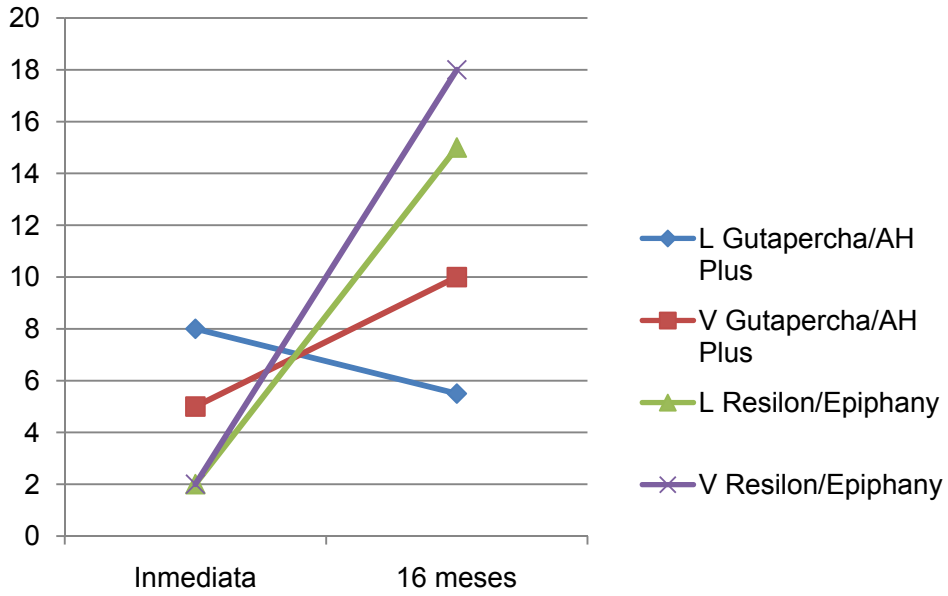
que en los estudios de Tay *et al.*[18] y Onay *et al*.[124] fueron una medida de microfiltración apical. Es posible porque, como se describió anteriormente, los sistemas adhesivos son efectivos en la porción coronaria del conducto, pero no lo son en la porción apical[8,54].

De modo similar lo demuestra Verissimo *et al*.[126], quienes evaluaron la microfiltración de estas obturaciones por medio de la filtración de tinta india, y encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar el Sistema Resilon con gutapercha/AH Plus, donde esta última combinación filtró más que el Resilon. Sin embargo, dicho Sistema no fue capaz de evitar la microfiltración, y en este caso fue confinada de igual modo en el tercio apical.

Incluso, en un estudio de Pitout *et al.*[117] y de Biggs *et al.*[127], por medio de la filtración coronaria de tinta india y de microorganismos Gram+, y por medio de filtración de fluidos respectivamente, ellos demuestran que la capacidad del Resilon/Epiphany no fue mejor que las combinaciones

gutapercha/AH Plus o gutapercha/Roth® (Roth's International Ltd., Chicago, IL) para sellar el conducto radicular.

No obstante, los resultados de todos estos estudios fueron obtenidos inmediatamente[15] después de la obturación radicular, a las 24 horas[18], a la semana[124-126], a los 15 días[5], al mes[4,8,127] o 3 meses más tarde[117]. Un estudio de Paqué y Sirtes[128] comparó a largo plazo la capacidad de sellado apical de las obturaciones de gutapercha/AH Plus y Resilon/Epiphany empleando las técnicas de compactación lateral y vertical, por medio de un modelo de transporte de fluido; en él se concluye que el sistema de obturación Resilon sella apicalmente el conducto radicular tan bien como la gutapercha y el AH Plus en un periodo a corto plazo. Después de 16 meses, los grupos Resilon/Epiphany filtraron significativamente más que los grupos gutapercha/AH Plus (Ver Graf.9).




Graf 9. Cambio en las muestras exhibiendo la microfiltración detectable inmediatamente después de la obturación del conducto radicular y después de 16 meses de almacenaje en agua a 37˚C. L: compactación lateral; V: compactación vertical.

Tomado de Paqué y Sirtes[128], 2007.

En este estudio, el largo efecto a través del almacenaje de las muestras por 16 meses posiblemente evoca las limitaciones actuales de la adhesión a dentina en el sistema de conductos radiculares[128]. La disolución del sellador podría permitir la formación de brecha entre la dentina radicular y el material de

obturación resultando en un incremento de la microfiltración bacteriana en el tiempo[69].

## 7.3. Resistencia a la fractura del diente tratado endodónticamente

Se considera que los dientes tratados endodónticamente son mucho más susceptibles a la fractura que los dientes vitales, debido a la deshidratación[29] que se produce en la dentina después de realizado el tratamiento endodóntico, así como a la remoción de estructura dental y a la excesiva presión ejercida durante la obturación. Como la estructura dentinaria se pierde, el potencial de factura se incrementa[24-27], pues como se sabe, la resistencia remanente del diente tratado endodónticamente es directamente proporcional a la cantidad de estructura dental remanente sana[129].

Una integración estructural del material con la sustancia dentaria permite al conjunto funcionar mecánicamente como una unidad. Así, las fuerzas que reciben ambas estructuras son absorbidas de manera conjunta. El diente restaurado en estas

condiciones mantiene un comportamiento mecánico más cercano al del diente sano y sus posibilidades de fractura son menores[22].

Por consiguiente si el Sistema de Obturación Resilon fue desarrollado para adherirse a las paredes del conducto radicular para funcionar como un monobloque, teóricamente este material no sólo debería proveer un buen sellado sino que también debería reforzar al diente tratado endodónticamente[20].

Es por ello, que autores como Texeira *et al.*[14], han evaluado *in vitro* la resistencia a la fractura de dientes obturados con Resilon o gutapercha, tanto con compactación lateral como vertical, y concluyen que los grupos obturados con Resilon fueron significativamente más resistentes a la fractura que los grupos gutapercha (Ver Tabla VII), calificando de nuevo a este sistema como el Sistema Monobloque Resilon, por el reforzamiento que proporciona al diente tratado endodónticamente.

| Grupo | Fuerza media (*Newtons*) |
|---|---|
| Control-No obturación | 465,39 |
| L Gutapercha | 391,51 |
| V Gutapercha | 392,37 |
| L Resilon | 504,22 |
| V Resilon | 498,23 |

Tabla VII. Fuerza requerida para causar fractura vertical de dientes obturados con Resilon o gutapercha. Tomado de Texeira *et al.*[14], 2004.

Conclusiones similares, aunque con metodología diferente, fueron obtenidas por Hammad *et al.*[70], quienes evaluaron el efecto de diferentes combinaciones de materiales de obturación y cementos selladores sobre fuerzas verticales para la fractura de dientes tratados endodónticamente. Estas fueron: Resilon/RealSeal, gutapercha cubierta con resina/EndoRez, Guttaflow® (Coltène/Whaledent, Langenau, Alemania) (sistema fluido para la obturación en frío de conductos radiculares[59]), y gutapercha/cemento sellador a base de óxido de zinc eugenol. Las obturaciones con Resilon y EndoRez obtuvieron mayor

resistencia a la fractura que las obturaciones con gutapercha y Guttaflow. Y no hubo diferencia significativa entre el EndoRez y Resilon, en la fuerza media requerida para la fractura[70].

Sin embargo, los resultados obtenidos por Williams *et al.*[20] y Grande *et al.*[130], demuestran que clínicamente no existen diferencias significativas entre la gutapercha y el Resilon con respecto a la resistencia a la cedencia y el módulo de elasticidad. Para entenderlo mejor, la resistencia a la cedencia o límite elástico convencional representa el valor de la fuerza que provoca una pequeña deformación plástica (deformación permanente) (0,1 o 0,2%), y el módulo de elasticidad es la rigidez relativa de un material[131].

La rigidez del Resilon es muy baja como para permitir que este material refuerce las raíces después de la terapia endodóntica[20,130]. El módulo de elasticidad del Resilon oscila entre 129[20] y 200 MPa[130] y el de la gutapercha entre 77[20] y 292 MPa[130]. Para reforzar las raíces, el módulo de elasticidad tendría que aproximarse al módulo de la dentina, que es de 17 GPa[132], porque de existir una discrepancia elevada entre los valores,

habrá acumulación de tensiones en la interfase (capa híbrida) de los dos materiales, y por lo tanto no se comportará como una unidad mecánica[131].

Adicionalmente la resistencia cohesiva de la dentina oscila entre 36 a 100 MPa[133]. El Resilon tiene una resistencia a la cedencia de aproximadamente 8 MPa y la gutapercha de 6 MPa. Por otra parte, la resistencia a la flexión (determina la resistencia a la fractura) del Resilon (29,3 ± 1,6 MPa) fue estadísticamente superior que la de la gutapercha (20,5 ± 1,1 MPa)[130], pero ambas fueron mucho más bajas que la resistencia flexural de barras de dentina (212,9 ± 41,9)[132]. Los resultados de estos materiales para la obturación del sistema de conductos radiculares, no afectan positiva o negativamente el comportamiento mecánico de la dentina radicular[130].

De modo similar, lo reitera un estudio en raíces con ápice inmaduro, indicando que no hubo diferencia entre el Resilon y la gutapercha, en el reforzamiento de dientes inmaduros[134].

Las resinas rígidas usadas en odontología restauradora como la Z100 (3M ESPE, St. Paul, MN) poseen una alta rigidez similar a la dentina radicular, pero no pueden ser removidas en caso de retratamiento. En cambio, las resinas sin relleno poseen un módulo de elasticidad de solo 2000 a 3000 MPa, aún así no serian capaces de reforzar a la dentina radicular[11].

## 8. Variables de manipulación para un funcionamiento óptimo del Sistema de Obturación Resilon

Conociendo y teniendo en cuenta la situación pueden diseñarse situaciones de trabajo clínico que traten de evitar los posibles problemas que podrían aparecer[22].

Así, en el diseño de las preparaciones a restaurar con resinas compuestas se deben tener en cuenta aspectos como el mínimo volumen posible, la máxima superficie libre para que la contracción pueda producirse a partir de ella y no de la zona de contacto con el diente[22].

Se comprende que mientras mayor sea el volumen de la preparación mayor será la contracción absoluta y, consecuentemente la tensión será más elevada. Por esta razón, las preparaciones realizadas para ser restauradas con resinas compuestas deberán poseer el menor volumen posible[39].

En el orden lógico en el que se efectúa un tratamiento de conductos y su obturación, lo que debemos tener en cuenta durante la terapia endodóntica como se mencionó anteriormente, es el empleo de irrigantes por su influencia en la adhesión, se recomienda la secuencia de NaOCl al 5,25%, seguido de EDTA al 17% y como irrigante final clorhexidina o agua estéril[17].

A continuación, antes de proceder a la obturación es necesario la desinfección química del material de obturación central[135], en este caso debemos tomar en cuenta la solución empleada para efectuar dicha desinfección. Se ha reportado que 5 minutos en NaOCl al 5,25% deteriora significativamente la superficie de los conos de Resilon y aunque el cemento sellador rellene estas irregularidades, este factor podría colaborar con la

presencia de brechas que permitirían la microfiltración bacteriana en el sistema de conductos radiculares[136].

Es por ello que se recomienda la inmersión de los conos de Resilon en clorhexidina[17,136,137]. Se ha demostrado que la exposición de dichos conos en clorhexidina por 10, 20, y 30 minutos no causa alteraciones en la superficie del cono y adicionalmente demuestran una acción antibacteriana residual[137].

Por otra parte, en lo que se refiere al agente adhesivo, el imprimador autoacondicionante Epiphany, se deben tomar en cuenta ciertas recomendaciones clínicas para su utilización en función al vehículo que lo compone, en este caso el agua. El agua, empleada como excipiente en los sistemas de enlace tiene características opuestas con respecto a la acetona. Tiene la capacidad de rehumidificar los intersticios existentes entre las fibras colágenas y, consecuentemente, es capaz de infiltrar y expandir la red colapsada de colágeno. Por lo expuesto, aquellos adhesivos que la incluyan como vehículo se podrán utilizar sobre dentina que no tenga exceso de humedad que pueda interferir la infiltración. Contrariamente, si se aplicaran sobre dentina

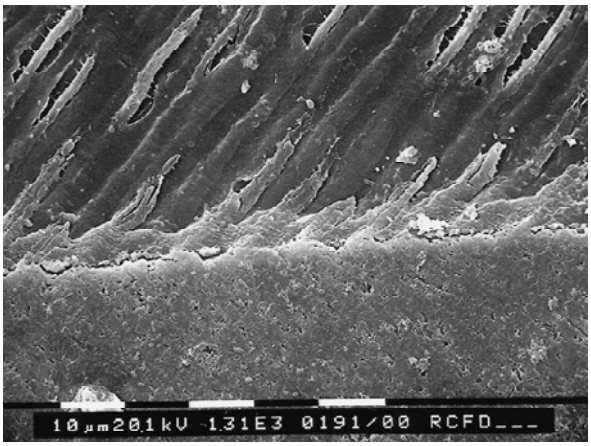
excesivamente húmeda, el fracaso de la unión resina compuesta-dentina sería altamente probable[39].

Los distintos estudios muestran que el punto decisivo para la efectividad de dichos sistemas es el uso correcto de los mismos. Por ello, las recomendaciones clínicas para estos adhesivos son las siguientes:

- Secar la dentina, pero no excesivamente; debe hacerse hasta obtener una dentina opaca (no brillante)[39]. En este caso se seca el conducto radicular con puntas de papel[34]. Esto varia con respecto a las obturaciones coronales, por la dificultad de controlar y saber cuánta humedad queda en la porción apical.
- Aplicar el imprimador y dejar que actúe el tiempo suficiente sobre la dentina (mínimo 30 segundos), para asegurar la difusión hacia el reticulado colágeno y la reexpansión del colágeno colapsado. En los sistemas con imprimadores autoacondicionantes, en este caso el imprimador Epiphany, se debería extender de 10 a 30 segundos para asegurar el acondicionamiento suficiente de la dentina y promover la mayor infiltración de resina[38,39,43,45].

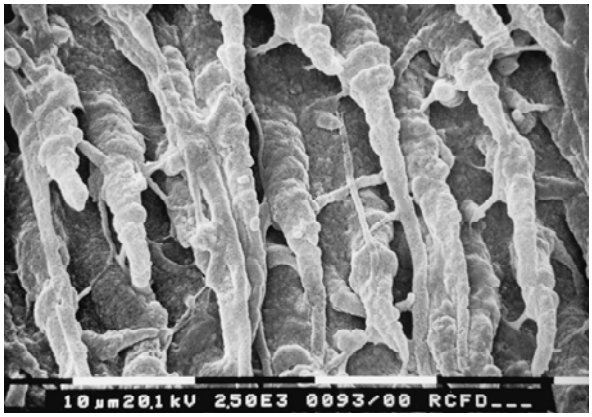
- Secar, con extremo cuidado, la superficie tratada de modo de asegurar la evaporación completa del solvente acuoso. Este paso debe observarse con precisión, ya que este vehículo es el excipiente más difícil de eliminar[39]. De igual modo, en este caso se realizará con conos de papel.
- Se debe evitar la contaminación con saliva, sangre y líquido gingival durante todo el proceso de aplicación de los sistemas adhesivos[38].

Respecto al modo de aplicación de los sistemas adhesivos, la mayoría de los fabricantes aconsejan el frotado de la superficie dentinaria para posibilitar y favorecer la infiltración[39]. Además, el mecanismo de adhesión obtenido a lo largo de las paredes del conducto radicular es más uniforme y predecible cuando la aplicación de las capas de imprimador se realiza con un microaplicador (Ver Microfotografías 11 y 12)[53,138].




Microfotografía 11. Zona de interdifusión de resina formada en el tercio coronario del grupo al cual se le aplicó el adhesivo con microaplicador. No se observan brechas entre la dentina acondicionada y la resina adhesiva (SEM X 1310).

Tomado de Ferrari *et al.*[138], 2001.




Microfotografía 12. Prolongaciones de resina y ramificaciones laterales formadas en tercio apical del grupo al cual se le aplicó el adhesivo con microaplicador (SEM X 2500).

Tomado de Ferrari *et al.*[138], 2001

Acto seguido, la colocación del cemento sellador, debe realizarse de manera tal que sea distribuido uniformemente a lo largo del conducto radicular[59], evitando la presencia de vacíos, que como se mencionó anteriormente, pueden actuar como disipadores de tensiones en la interfase adhesiva[120]. La presencia de vacíos en el cemento resinoso podría estar atribuida a la técnica con la que se lleva el mismo al conducto radicular[53], por esta razón, para evitar su presencia y para una mejor distribución del cemento se recomienda el uso del léntulo, recubriéndolo con una pequeña cantidad de cemento sellador, se introduce en el conducto con una pieza de mano de baja velocidad, se activa, se rota en sentido de las agujas del reloj por 10 segundos y posteriormente se retira aún activado[139].

Por otro lado, también se pueden lograr los objetivos de la adhesión del cemento de resina compuesta al diente, disminuyendo la velocidad con que se transforma en sólido. Así se da tiempo a que se acomode en el momento de la contracción y se favorece la no formación de brechas[22].

Se asume que en el Sistema de Obturación Resilon el fotocurado del sellador de resina de curado dual es realizado en la entrada del conducto después de la obturación. Este procedimiento ofrece la ventaja de establecer un sellado coronario inmediato, pero posee la desventaja de bloquear la posibilidad de que el estrés de contracción sea liberado por la fluidez del cemento resinoso, que podría ocurrir cuando la subsuperfice, inalcanzable por la luz, sea activada químicamente en su fase pregel[119,125].

Adicionalmente, un espesor más grueso de cemento sellador puede parcialmente compensar el alto factor C del conducto radicular por incremento del área de superficie no adherida y permitiendo algo de liberación de estrés por fluidez del cemento[119]. Esto también parece estar relacionado con el concepto de adhesión elástica, donde las capas de adhesivos de mayor espesor, con materiales de módulo elástico más bajo (como es el caso de los cementos selladores), capaces de deformarse elásticamente, pueden actuar como disipadores o amortiguadores de las tensiones que se inducen durante la contracción de polimerización, evitando así la ruptura de la interfase adhesiva[22,39].

En el gráfico 6 se observa la variación en el cálculo del factor C en conductos radiculares que varían de longitud de 10 a 30 mm en función al espesor del cemento sellador. El factor C es bastante alto (500) aún en raíces de 10 mm de largo. Cuando el espesor de sellador disminuye de 20µm a 1µm, fluye en el área no adherida menor cantidad de sellador (Fig.6), es decir, se obtiene una superficie de área no adherida de menor tamaño, haciendo que se incremente rápidamente el factor C[119].

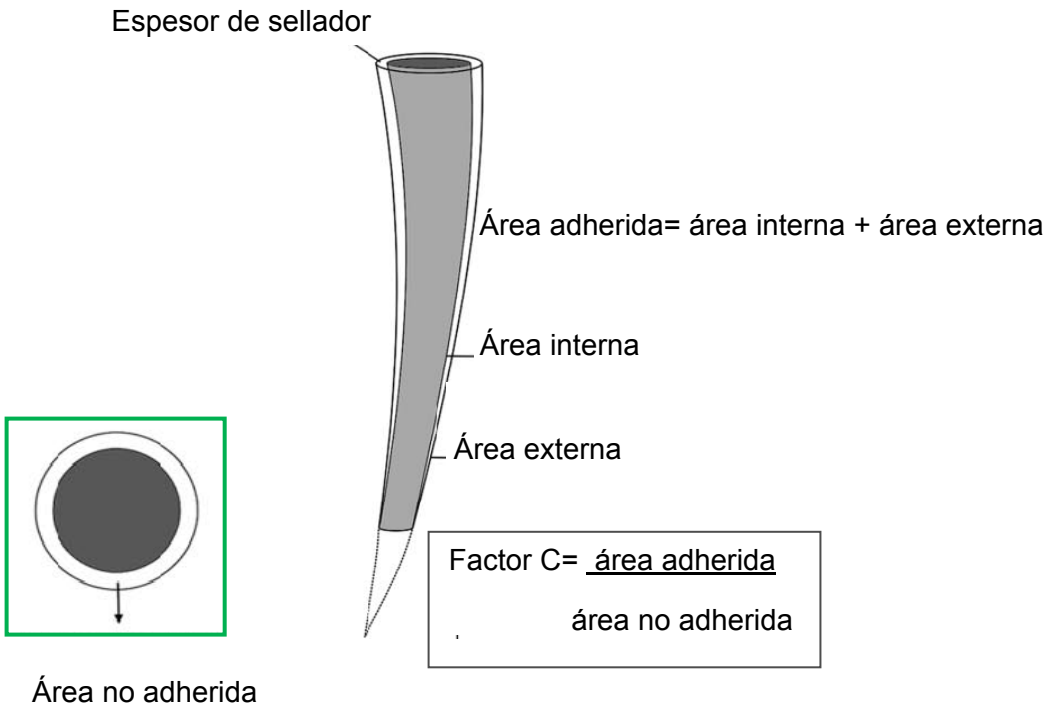
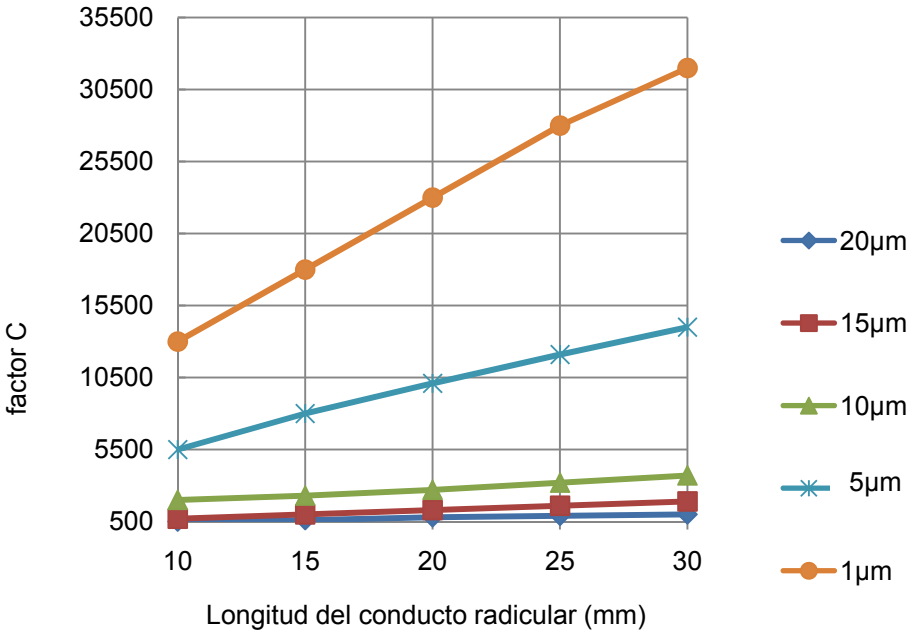



Fig 7. Ilustración del factor C en el conducto radicular.

Tomado de Tay *et al.*[119], 2005.




Graf 10. Factor C asociado a diferentes longitudes del conducto radicular y al espesor de cemento sellador. Tomado de Tay *et al.*[119], 2005.

En vista de la alta probabilidad de una adhesión imperfecta a dentina radicular (separación que es causada porque la contracción de polimerización excede a la resistencia adhesiva) y la alta contracción volumétrica, se puede prever que con materiales resinosos de baja viscosidad, y una lenta polimerización del cemento sellador, se podría elevar la

posibilidad de liberación del estrés de contracción, porque el tiempo de gelación es prolongado[119].

Se sugiere retardar el tiempo para la polimerización[83], o permitir que el cemento de curado dual sea curado químicamente[119], porque permite la liberación de tensiones generadas por la contracción[83,119]. Del mismo modo, en las técnicas de compactación vertical termoplastificadas, la velocidad de polimerización química del cemento sellador podría ser acelerada por la aplicación de calor por encima de 150˚C, es por ello que para el empleo de este sistema de obturación deben preferirse las técnicas de compactación lateral[119].

Es preciso tomar en cuenta todas estas consideraciones al proceder a la obturación de las preparaciones con este sistema a base de resina con el fin de lograr el éxito de los objetivos terapéuticos propuestos con el trabajo clínico[22].

## III. CONCLUSIONES

En función a los objetivos planteados y tomando en cuenta la revisión de la literatura, las conclusiones son las siguientes:

1. El tratamiento del sistema de conductos radiculares genera cambios estructurales en el diente. La combinación de la pérdida de integridad estructural, pérdida de humedad, pérdida de la dureza de la dentina, y modificación de la matriz colágena, reduce la resistencia mecánica y puede comprometer a los dientes tratados endodónticamente, exigiendo una atención especial en la restauración de los mismos.

2. La dentina es un tejido mucho más complejo, en comparación con el esmalte, al encarar su análisis como sustrato adhesivo. La razón es su composición heterogénea y su carácter hidrófilo. La formación de la capa híbrida, es el principal mecanismo responsable de la adhesión a dentina, y resulta en una adhesión de naturaleza micromecánica, que llega incluso a la zona de los túbulos subyacentes, taponándolos.

3. El mecanismo de adhesión de los sistemas adhesivos empleados en el sistema de conductos radiculares es de naturaleza micromecánica, basado en la formación de una zona de interdifusión de resina y prolongaciones o “tags” de resina. Este mecanismo de adhesión es uniforme en el tercio coronario y medio del conducto radicular, sin embargo, usualmente es difícil de lograr en el tercio apical del conducto radicular por las características morfohistológicas del sustrato.

4. Los cementos selladores a base de resina poseen propiedades favorables, como adhesión a la estructura dentaria, largo tiempo de trabajo, facilidad de manipulación y buen sellado. De acuerdo a su composición pueden clasificarse en cementos selladores a base de resina polivinílica, a base de resina epóxica y a base de resina compuesta, siendo este último el único que previamente emplea un sistema adhesivo.

5. El NaOCl al 5,25% disminuye significativamente la resistencia adhesiva de los cementos resinosos a la dentina del conducto radicular, porque es un agente oxidante y reduce cualquier matriz orgánica expuesta en la dentina. Sin

embargo, el empleo de EDTA al 17%, remueve la capa de desecho, incrementando la habilidad de los cementos selladores para penetrar los túbulos dentinarios, y elevando la resistencia adhesiva de los cementos a base de resina. La clorhexidina no ha mostrado ningún efecto adverso en la adhesión de sistemas adhesivos autoacondicionantes.

6. El Resilon es un material de obturación radicular, con apariencia y desempeño similar a la gutapercha. De acuerdo con el fabricante, posee la habilidad de adherirse a cementos selladores a base de dimetacrilatos. Sin embargo, algunos autores refieren que la cantidad de dimetacrilatos incorporados al Resilon aún no es óptima para su efectiva unión química, y sugieren que se realicen más estudios que evalúen esta adhesión.

7. La resistencia de la unión adhesiva alcanzada con la obturación Resilon/Epiphany a la dentina intrarradicular no es superior a la de la gutapercha y un sellador a base de resina epóxica. La falla adhesiva de la combinación Resilon/Epiphany descansa en la interfase dentina-sellador, esto se le puede

atribuir a la distribución no uniforme del cemento sellador y al alto factor C del conducto radicular.

8. El Resilon en combinación con un cemento sellador a base de resina compuesta (Epiphany) posee mejor capacidad de sellado ante pruebas de microfiltración coronario, que la obturación gutapercha/AH Plus. Sin embargo, al examinar la capacidad del sellado apical, la obturación Resilon/Epiphany no es superior a la gutapercha en conjunto con un cemento sellador a base de resina epóxica.

9. Los dientes obturados con el Sistema Resilon muestran valores ligeramente superiores de resistencia a la fractura, en comparación con los dientes obturados con gutapercha. Pero ninguna de las dos obturaciones es capaz de reforzar las raíces del diente tratado endodónticamente. Para reforzar las raíces, el módulo de elasticidad de los materiales usados para obturar el conducto tendría que aproximarse al módulo elástico de la dentina.

10. Las variables que se deben tomar en cuenta para el óptimo funcionamiento del Sistema de Obturación Resilon son:

secuencia de irrigación durante la terapia endodóntica, solución empleada para la desinfección del cono Resilon, uso y modo de empleo del imprimador autoacondicionante, técnica para la colocación del cemento sellador, espesor del cemento sellador, modo de curado, y técnica de obturación.

## IV. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS


1. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. Dent Clin North Am 1967; 1:723-44.

2. Miner MR, Berzins DW, Bahcall JK. A comparison of thermal properties between gutta-percha and a synthetic polymer based root canal filling material (Resilon). J Endod 2006; 32: 683-86.

3. Soares, IJ, Goldberg F. Obturación del conducto radicular. En: Soares IJ, Goldberg F, editores. Endodoncia, Técnica y fundamentos**.** Buenos Aires: Editorial médica panamericana; 2005.p.141-66.

4. Shipper G, Østarvik D, Texeira FB, Trope M. An evaluation of microbial leakage in root filled with a thermoplastic synthetic polymer-based root canal filling material (Resilon). J Endod 2004; 30:342-47.

5. Shipper G, Teixeira FB, Arnold RR, Trope M. Periapical inflammation after coronal microbial inoculation of dog roots filled with gutta-percha or Resilon. J Endod 2005; 31:91-6.

6. Gesi A, Raffaelli O, Goracci C, Pashely D, Tay F, Ferrari M. Interfacial Strength of Resilon and gutta-percha to intraradicular dentin. J Endod 2005; 31:809-13.

7. Tay FR, Pashley DH, Williams MC, Raina R, Loushine RJ, Weller RN et al. Susceptibility of a polycaprolactone-based root canal filling material to degradation. I. Alkaline hydrolysis. J Endod 2005; 31: 593-98.

8. Stratton RK, Apicella MJ, Mines P. A fluid filtration comparison of gutta-percha versus Resilon, a new soft resin endodontic obturation system. J Endod 2006; 32: 642-45.

9. Azar N, Heidari M., Bahrami Z, Shokri F. In vitro cytotoxicity of a new epoxy resin root canal sealer. J. Endod 2000; 26:462-5.

10. Tay FR, Loushine RJ, Monticelli F, Weller RN, Breschi I, Ferrari M, Pashley DH. Effectiveness of resin-coated gutta-percha cones and a dual-cured, hydrophilic methacrylate resin-based sealer in obturating root canals. J Endod 2005; 31: 659-64.

11. Tay F, Pashley D. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. J Endod 2007; 33:391-98.

12. Tay F, Hiraishi N, Pashley D, Loushine R, Weller N, Gillespie T, Doyle M. Bondability of Resilon to a Methecrylate-Based Root canal sealer. J Endod 2006; 32:133-7.

13. Gharib S, Tordik P, Imamura G, Baginski T, Goodell G. A confocal laser scanning microscope investigation of the Epiphany Obturation System. J Endod 2007; 33:957-61.

14. Texeira FB, Texeira EC, Thompson JY, Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. J Am Dent Assoc 2004; 135:646-52.

15. Tunga U, Bodrumlu E. Assessment of the sealing ability of a new root canal obturation material. J Endod 2006; 32:876-78.

16. Tanomaru-Filho M, Gouveia E, Guerreiro JM, Gon□alves M. Radiopacity evaluation of new root canal filling material by digitalization of images. J Endod 2007; 33:249-51.

17. Introducing Epiphany Soft Resin Endodontic Obturation System. Pentron Clinical Technologies, LLC. Walliford, CT USA. 06492, 2004.

18. Tay FR, Loushine R, Weller N. Ultraestructural evaluation of the apical seal in roots filled with a polycaprolactone-based root canal filling material. J Endod 2005; 31:514-19.

19. Ungor M, Onay, E, Orucoglu H. Push-out bond strengths: the Epiphany-Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus, and gutta-percha. Int Endod J 2006; 39:643-47.

20. Williams C, Loushine R, Weller N, Pashley D, Tay F. A comparison of cohesive strength and stiffness of Resilon and gutta-percha. J Endod 2006; 32:553-5.

21. Perdigão J, Lopes M, Gomes G. Interfacial Adaptation of Adhesive Materials to Root Canal Dentin. J Endod 2007;33: 259-63.

22. Macchi RL, Abate P. Adhesión a los tejidos dentinarios. En: Macchi RL, editor. Materiales Dentales. 3ª ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2000.p.167-76.

23. Driscoll CO, Dowker SE, Anderson P, Wilson RM, Gulabivala K. Effects of sodium hypochlorite solution on root dentine composition. J Mater Sci Mater Med 2002; 13:219-23.

24. Biven GM, Bapna MS, Heuer MA. Effect of eugenol and eugenol-containing root canal sealers on the microhardness of human dentin. J Dent Res 1972; 51:1602–9.

25. Sim TP, Knowles JC, Ng YL, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. Int Endod J 2001; 34:120-32.

26. Doyon GE, Dumsha T, von Fraunhofer JA. Fracture resistance of human root dentin exposed to intracanal calcium hydroxide. J Endod 2005; 31:895-7.

27. Hood JA. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications. Int Dent J 1991; 41:25-32.

28. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1992; 67:458-67.

29. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1972; 34:661–70.

30. Soares C, Santana F, Silva N, Preira J, Pereira C. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. J Endod 2007; 33:603-06.

31. Grigoratos D, Knowles J, Ng YL, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. Int Endod J 2001; 34:113-9.

32. Rivéra E, Yamaguchi G, Chandler G, Bergenholtz G. Dentine collagen cross-links of root filled and normal teeth. J Endod 1988; 14:195.

33. Lee BS, Hsieh TT, Chi DC, Lan WH, Lin CP. The role of organic tissue on the punch shear strength of human dentin. J Dent 2004; 32:101-7.

34. Wagnild G, Mueller K. Restauración de los dientes tratados endodóncicamente. En: Cohen S, Burns R, editores. Vías de la Pulpa. 8va ed. Madrid: Elsevier Science; 2004. p.763-95.

35. Anusavice K. Estructura de la materia y principios de la adhesión. En: Anusavice K, editor. Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11ma ed. Madrid: Elsevier; 2004.p.21-40.

36. Macchi RL, Abate P. Sistemas, materiales y adhesión. En: Macchi RL, editor. Materiales Dentales. 3ª ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana; 2000.p. 35-42.

37. Voz *Adhesión*, Real Academia Española, Diccionario de la Lengua Española. 22ma ed. Madrid: Espasa; 2001.

38. Blunck U, Haller B. Clasificación de los sistemas adhesivos (sistemas *bonding*). Quintessence (ed.esp) 2001; 14: 129-40.

39. Abate PF. Resinas restauradoras. Adhesivos. En: Lanata EJ, editor. Operatoria Dental. Estética y adhesión. Buenos Aires: Grupo Guía S.A.; 2003.p.89-116.

40. Buonocuore M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955; 34:849-53.

41. Medina III V, Shinkai K, Shirono M, Tanaka N, Katoh Y. Effect of Bonding variables on the shear bond strehgth and interfacial morphology of a one-bottle adhesive. Oper Dent 2001; 26:277-86.

42. Jain P, Stewart GP. Effect of dentin primer on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. Oper Dent 2000; 25:51-8.

43. Cavalheiro A, Vargas M, Armstrong S, Dawson D, Dratton D. Effect of incorrect primer aplication on dentin permeability. J Adhes Dent 2006; 8:393-400.

44. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, Robinson SJ. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. J Dent Res 1998; 77:50-9.

45. Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Matsuo T, Pashley DH. Comparison of conventional vs self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin. Oper Dent 2000; 25:163-9.

46. Brito L, Borer R, Vertucci F, Haddix J, Gordan V. Comparison of yhe apical seal obtained by a dual-cure resin based cement

or an epoxy resin sealer with or without the use of an acidic primer. J Endod 2002; 28:721-3.

47. Henostroza G. Perspectiva histórica. En: Henostroza G, editor. Adhesión en odontología restauradora. 1ª ed. Curitiba-Paraná-Brasil: Editora Maio; 2003. p. 13-26.

48. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdifusión zone with different dentin adhesive systems. J Dent Res 1992; 71:1530-40.

49. Sekimoto T, Derkson GD, Richardson AS. Effect of cutting instruments on permeability and morphology of the resin surface. Oper Dent 1999; 24:130-36.

50. Živkovíc S. Quality assessment of marginal sealing using 7 dentin adhesive systems. Quintessence Int 2000; 31:423-429.

51. Uribe-Echeverría J, Priotto EG, Spadillero de Lutri M. Adhesión a esmalte y dentina con adhesivos poliméricos. En: Henostroza G, editor. Adhesión en odontología restauradora. 1ª ed. Curitiba-Paraná-Brasil: Editora Maio; 2003. p. 71-111.

52. Ferrari M, Mannoci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjor IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. Am J Dent 2000; 13:120-27.

53. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. J Endod 2002; 28:355-60.

54. Ferrari M, Manocci F. A 'one-bottle' adhesive system for bonding a fiber post into a root canal: a SEM evaluation of the post-resin interface. Int Endod J 2000; 33:397-400.

55. Mjör IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. The structure of dentine in the apical region of human teeth. Int Endod J 2001; 34;346-53.

56. Mjör IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. Arch Oral Biol 1996; 41:401-12.

57. Kanca J III. Wet bonding: effect of drying time distance. Am J Dent 1996; 9:273-6.

58. Camargo C, Siviero M, Afonso S, de Oliveira S, Carvalho C, Valera M. Topographical, diametral and quantitative analysis

of dentin tubules in root canals of human and bovine teeth. J Endod 2007; 33:422-26.

59. Gutmann JL, Witherspoon DE. Obturación del sistema de conductos radiculares. En: Cohen S, Burns R, editores. Vías de la Pulpa. 8ª ed. Madrid: Editorial Elsevier Science; 2004:289-358.

60. Peters L, Wesselink P, Moorer R. The fate and the role of bacteria left in root dentinal tubules. Int Endod J 1995;28:95-8.

61. Al-Khatib Z, Baum R, Morse D, Yesilsoy C, Bhambhani S, Furst M. The antimicrobial effect of various endodontic sealers. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1990; 70:784-90.

62. Leonard JE, Gutmann JL, Guo IY. Apical and coronal seal of roots obturated with a dentin bonding agent and resin. Int Endod J 1996; 29:76-83.

63. Şen B, Pişkin B, Baran N. The effect of tubular penetration of root canal sealers on dye microleakage. Int Endod J 1996; 29:23-8.

64. Saleh IM, Ruyter IE, Haapasalo M, Østarvik D. The effects of dentine pretreatment on the adhesion of root canal sealers. Int Endod J 2002; 35:859-66.

65. Grossman L. An improved root canal cement. J Am Dent Assoc 1958; 56:381-5.

66. Leyhausen G, Heil J, Reinfferscheld G, Waldman P, Geurtsen W. Genotoxicity and cytotoxicity of the epoxy resin-based root canal sealer AH Plus. J. Endod 1999; 25:109-13.

67. Huang FM, Tsai CH, Yang SF, Chang YC. Induction of interleukin-6 and interleukin-8 gene expression by root canal sealers in human osteoblastic cells. J Endod 2005; 31:679-83.

68. Unverdi Eldeniz A, Erdemir A, Belli S. Shear bond strength of three resin based sealers to dentin with and without smear layer. J Endod 2005; 31:293-96.

69. Donnelly A, Sword J, Nishitani Y, Yoshiyama M, Agee K, Tay F, Pashley D. Water sorption and solubility of methacrylate resin-based root canal sealers. J Endod 2007; 33: 990-94.

70. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. Effect of new obturating materials on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. J Endod 2007; 33:732-36.

71. Ingle JI, Newton CW, West JD, Gutmann JL, Glikman G, Korzon BH, Martin H. Obturación del espacio radicular. En: Ingle JI, Bakland LK, editores. Endodoncia. 5a ed. México: McGraw-Hill Interamericana; 2002. p.581-680.

72. Lee K, Williams M, Camps J, Pashely D. Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. J Endod 2002; 28:684-88.

73. Zmener O. Tissue response to a new methacrilate-based root canal sealer: preliminary observations in the subcutaneous connective tissue of rats. J Endod 2004; 30: 348-51.

74. Kardon BP, Kuttler S, Hardigan P, Dors SO. An in vitro evaluation of the sealing ability of a new root-canal-obturation system. J Endod 2003; 29:658-61.

75. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. Dent Mater 2003; 19: 199-205.

76. Briceño B, Willershausen B. Root canal sealer cytotoxicity on human gingival fibroblast: II Silicone- and Resin-based sealers. J Endod 1991; 17:537-40.

77. Mannoci F, Ferrari M. Apical seal of roots obturated with laterally condensed gutta-percha, epoxy resin cement and dentin bonding agent. J Endod 1998; 24: 41-4.

78. Patel DV, Scherriff M, Ford TRP, Watson TF, Mannocci F. The penetration of Real Seal primer and Tubliseal into root canal dentinal tubules: a confocal microscopic study. Int End J 2007;40:67-71.

79. Doyle MD, Loushine RJ, Agee KA, Gillespie WT, Weller RN, Pashley DH, Tay FR. Improving the performance of EndoRez root canal sealer with a dual-cured two-step self-etch adhesive. I. Adhesive strength to dentin. J Endod 2006; 32: 766-70.

80. Tanomaru JMG, Cezare L, Gon□alves M, Tanomaru-Filho M. Evaluation of the radiopacity of root canal sealers by digitalization of radiografic images. J Appl Oral Sci 2004; 12:355-7.

81. Bergmans L, Moisiadis P, De Munck J, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Effects of polymerization shrinkage on the sealing capacity of resin fillers for endodontic use. J Adhes Dent 2005; 7:321-29.

82. Versiani MA, Carvalho-Junior JR, Padilha MI, Lacey S, Pascon EA, Sousa-Neto MD. A comparative study of physicochemical properties of AH Plus and Epiphany root canal sealants. Int Endod J 2006; 39:464-71.

83. Ferracane J. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polimerization. Dent Mater 2005; 21:36-42.

84. Ari H, Yaşar E, Belli, S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. J Endod 2003; 29:248-51.

85. Nielsen BA, Beeler WJ, Vy C, Baumgartner JC. Setting times of Resilon and other sealer in aerobic and anaerobic environments. J Endod 2006; 32:130-32.

86. Koulaouzidou E, Papazisis, K, Beltes, P, Geromichalos G. Cytotoxicity of three resin-based root canal sealers: an in vitro evaluation. Endod Dent Traumatol 1998; 14:182-85.

87. Sousa C, Montes C, Pascon E, Loyola A, Versiani M. Comparison of the intraosseous Biocompatibility of AH-Plus, EndoREZ, and Epiphany Root Canal Sealers. J Endod 2006; 32:656-62.

88. Kaplan AE, Ormaechea MF, Picca M, Canzobre MC, Ubios AM. Rheological properties and biocompatibility of endodontic sealer. Int Endod J 2003; 36:527-32.

89. Zmener O, Spielberg C, Lamberghini F, Rucci M. Sealing properties of a new epoxy resin-based root canal sealer. Int Endod J 1997; 30:332-4.

90. Bouillaguet S, Wataha JC, Lockwood PE, Galgano C, Golay A, Krejci I. Cytotoxicity and Sealing properties of four classes of endodontic sealers evaluated by succinic dehydrogenase activity and confocal laser scanning microscopy. Eur J Oral Sci 2004; 30:348-51.

91. Susini G, About I, Tran-Hung L, Camps J. Cytotoxicity of Epiphany® and Resilon® with a root model. Int Endod J 2006; 39:940-44.

92. Ezzie E, Fleury A, Solomon E, Spears R, He J. Efficacy of retreatment techniques for a resin-based root canal obturation material. J Endod 2006; 32:341-4.

93. Hassanloo A, Watson P, Finer Y, Friedman S. Retreatment efficacy of the Epiphany soft resin obturation system. Int Endod J 2007; 40:633-43.

94. Schirrmeister JF, Mayer KM, Hermanns P, Altenburger MJ, Wrbas KT. Effectiveness of hand and rotary instrumentation for removing a new synthetic polymer-based root canal obturation material (Epiphany) during retreatment. Int Endod J 2006; 39:150-56.

95. Santos JN, Rocha M, De Goes MF, Zaia AA, Figueiredo BP, Sousa-Filho FJ, et al. Effect of chemical irrigants on the bond strength of a self-etching adhesive to pulp chamber dentin. J Endod 2006; 32:1088-90.

96. Cunningham W, Joseph S. Effect of temperature on the bactericidal action of sodium hypochlorite endodontic irrigant. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1980; 50:569-71.

97. Erdermir A, Ari H, Güngünes H, Belli S. Effect of medications for root canal treatment on bonding to root canal dentin. J Endod 2004; 30:113-6.

98. Ishizuka T, Kataoka H, Yoshioka T, Suda H, Iwasaki N, Takahashi H, Nishimura F. Effect of NaOCl treatment on bonding to root canal dentin using a new evaluation method. Dent Mater J 2001; 20:24-33.

99. Lai SC, Mak YK, Cheung GS, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, et al. Reversal of compromised bonding to oxidized etched dentin. J Dent Res 2001; 80:1919-24.

100. Ari H, Erdermir A. Effect of endodontic irrigant solutions on mineral content of root canal dentin using ICP-AES technique. J Endod 2005; 31:187-9.

101. Morris M, Lee K, Agee K, Bouillaget S, Pashley D. Effects of sodium hypochlorite and RC-Prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. J Endod 2001; 27:753-57.

102. Ari H, Yaşar E, Belli S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. J Endod 2003; 29:248-51.

103. Weston C, Ito S, Wadgaonkar B, Pashley D. Effects of time and concentration of sodium ascorbate on reversal of NaOCl-induced reduction in bond strengths. J Endod 2007; 33:879-81.

104. McComb D, Smith DC. A preliminary scanning electron microscopic study of root canal after endodontic procedures. J Endod 1975; 1:238-42.

105. Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. Oper Dent Suppl 1984; 3:13-29.

106. Nakashima K, Terata R. Effect of pH modified EDTA solution to the properties of dentin. J Endod 2005; 31:47-49.

107. Skidmore L, Berzins D, Bahcall J. An in vitro comparison of the intrarradicular dentin bond strength of the Resilon and gutta-percha. J Endod 2006; 32:963-66.

108. Behrend GD, Cutler CW, Gutmann JL. An in-vitro study of smear layer removal and microbial leakage along root-canal fillings. Int Endod J 1996; 29:99-107.

109. Soares C, Guimarães C, Freitas P, Soares A. Effect of previous treatments on bond strength of two self-etching

adhesive systems to dental substrate. J Adhes Dent 2007; 9:291-96.

110. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH. Tensile properties of resin-infiltrated demineralized human dentin. J Dent Res 1995; 74:1093-102.

111. Carvalho RM, Tay F, Sano H, Yoshiyama M, Pashley DH. Long-term mechanical properties of EDTA-demineralized dentin matrix. J Adhes Dent 2000; 2:193-99.

112. Gomez BP, Ferraz CC, Vianna ME, Berber VB, Teixeira FB, Souza-Filho FJ. In vitro antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconato in the elimination of *Enterococcus faecalis*. Int Endod J 2001; 34:424-8.

113. Dametto FR, Ferraz CC, Gomes BF, Zaia AA, Texeira FB, Souza-Filho FJ. *In vitro* assessment of the immediate and prolonged antimicrobial action of chlorhexidine gel as an endodontic irrigant against *Enterococcus faecalis*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005; 99:768-72.

114. Wang CS, Debelian GJ, Teixeira FB. Effect of intracanal medicament on the sealing ability of root canals filled with Resilon. J Endod 2006; 32: 532-36.

115. Hiraishi N, Papacchini F, Loushine RJ, et al. Shear bond strength of Resilon to a methacrylate-based root sealer. Int Endod J 2005; 38:1-11.

116. Pinto de Oliveira D, Baroni JV, Trope M, Teixeira FB. Comparison between gutta-percha and resilon removal using two different techniques in endodontic retreatment. J Endod 2006; 32: 362-64.

117. Pitout E, Oberholzer T, Blignaut E, Molepo J. Coronal leakage of teeth of root-filled with gutta-percha or Resilon root canal filling material. J Endod 2006; 32:879-81.

118. Maltezos C, Glickman GN, Ezzo P, He J. Comparison of the sealing of Resilon, Pro Root MTA, and Super-EBA as root-end filling materials: a bacterial leakage study. J Endod 2006; 32: 324-27.

119. Tay F, Loushine R, Lambrechts P, Weller RN, Pashley D. Geometric Factors affecting dentin bonding in root canals: A theoretical modeling approach. J Endod 2005; 31:584-89.

120. Sly M, Moore K, Platt J, Brown C. Push-out bond strength of a new endodontic obturation system (Resilon/Epiphany). J Endod 2007; 33:160-62.

121. Tonami K, Takahashi H, Nishimura F. Effect of frozen storage and boiling on tensile strength of bovine dentin. Dent mater J 1996; 15:205-11.

122. Madison S, Swason K, Chiles SA. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part II. Sealer types. J Endod 1987; 10:109-12.

123. Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. Int Endod J 1995; 28:12-8.

124. Onay E, Ungor M, Orucoglu H. An in vitro evaluation of the apical sealing ability of a new resin-based root canal obturation system. J Endod 2006; 32:976-78.

125. Raina R, Loushine R, Weller N, Tay F, Pashley D. Evaluation of the apical seal in Resilon/Epiphany and gutta-percha/AH Plus-filled root canals by using a fluid filtration approach. J Endod 2007; 33:944-47.

126. Verissimo D, Sampaio do Vale M, Monteiro A. Comparison of apical leakage between canals filled with gutta-percha/AH Plus and the Resilon/Epiphany System when submitted two filling techniques. J Endod 2007; 33:291-294.

127. Biggs S, Knowles K, Ibarrola J, Pashley D. An in vitro assessment of the sealing ability of Resilon/Epiphany using fluid filtration. J Endod 2006; 32:759-61.

128. Paqué F, Sirtes G. Apical sealing ability of Resilon/Epiphany versus gutta-percha/AH Plus: immediate and 16 months leakage. Int Endod J 2007; 40:722-29.

129. Sornkul E, Stannard JG. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. J Endod 1992; 18:440-3.

130. Grande NM, Plotino G, Lavorgna L, Ioppolo P, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Influence of different root canal-filling materials on the mechanical properties of root canal dentin. J Endod 2007; 33:859-63.

131. Anusavice K. Propiedades mecánicas de los materiales dentales. En: Anusavice K, editor. Phillips Ciencia de los

materiales dentales. 11ma ed. Madrid: Elsevier; 2004.p.73-101.

132. Plotino, G, Grande NM, Bedini, R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic post and human root dentin. Dent Mater 2007; 23:1129-35.

133. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. J Dent Res 1994; 73:1205-11.

134. Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ. Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. J Endod 2006; 32:350-3.

135. Senia ES, Macarro RV, Mitchell JL, Lewis AG, Thomas L. Rapid sterilization of gutta-percha cones with 5,25% sodium hypochlorite. J Endod 1975; 1:136-40.

136. Icsi S, Yoldas O, Dumani A. Effects of sodium hypochlorite and clorhexidine solutions on Resilon (synthetic polymer based root canal filling material) cones: an atomic force microscopy study. J Endod 2006; 32:967-9.

137. Gomes BP, Berber VB, Montagner F, Sena NT, Zaia AA, Ferraz CC, Sousa-Filho F. Residual effects and surface alterations in disinfected gutta-percha and Resilon cones. J Endod 2007; 33:948-51.

138. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: a SEM investigation. Dent Mat 2001; 17:422-29.

139. Kahn FH, Rosenberg PA, Schertzer L, Kothals G, Nguyen PNT. An in-vitro evaluation of sealer placement methods. Int Endod J 1997; 30:181-86.