



UNIVERSIDAD  
— DE —  
VALPARAISO  
C H I L E

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
ESCUELA DE GRADUADOS

# ACCIÓN DEL HIPOCLORITO DE SODIO SOBRE LA ADHESIÓN EN EL TERCIO MEDIO RADICULAR

Trabajo de tesis para optar al grado de:  
Magíster en Ciencias Odontológicas  
Mención en Endodoncia

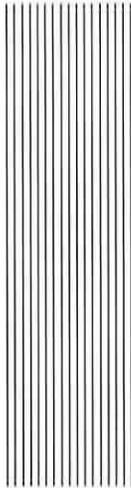
Residente:

**Paula Andrea Fonseca Alfonso**



Valparaíso, 8 de julio de 2010





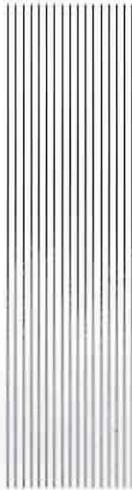
# Índice general

1. INTRODUCCIÓN	1
2. MARCO TEÓRICO	5
2.1. Dentina	5
2.1.1. Composición química de la dentina	6
2.1.2. Matriz orgánica	6
2.1.3. Colágeno	7
2.1.4. Matriz inorgánica dentinaria	8
2.1.5. Clasificación y tipos de dentina para efectos adhesivos	8
2.2. Barro dentinario (smear layer o capa parietal endodóntica) y su influencia en la adhesión	10
2.2.1. Composición química del barro dentinario	11
2.2.2. Zonas del barro dentinario	12
2.2.3. Eliminación del barro dentinario para el proceso adhesivo	12
2.3. Irrigación en endodoncia	13
2.3.1. Propiedades de los irrigantes	14
2.3.2. Hipoclorito de sodio (irrigante y disolvente orgánico)	15
2.3.3. EDTA	18
2.3.4. Adhesión	19

2.3.5.	Complejidad de la dentina para efectos adhesivos . . .	21
2.3.6.	La historia de la adhesión a la dentina . . . . .	22
2.3.7.	El grabado ácido . . . . .	25
2.3.8.	Promotores dentinarios (primers dentinarios) y su clasificación . . . . .	25
2.3.9.	La formación de la capa híbrida . . . . .	27
2.3.10.	Obturación endodóntica con sistema resilon . . . . .	31
2.3.11.	Propiedades del resilon . . . . .	32
2.3.12.	El cemento . . . . .	33
2.3.13.	El primer . . . . .	33
2.3.14.	Estudios que evalúan el resilon . . . . .	33
2.3.15.	Representación esquemática del resilon . . . . .	35
<b>3.</b>	<b>OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN</b>	<b>39</b>
3.1.	Objetivo general . . . . .	39
3.2.	Objetivos específicos . . . . .	39
<b>4.</b>	<b>MATERIALES Y MÉTODOS</b>	<b>41</b>
4.1.	Universo y muestra . . . . .	41
4.2.	Obtención de la muestra . . . . .	41
4.2.1.	Dientes . . . . .	41
4.2.2.	Criterios de inclusión . . . . .	41
4.2.3.	Criterios de exclusión . . . . .	42
4.3.	Muestra seleccionada . . . . .	42
4.4.	Preparación de las muestras y distribución de grupos . . . . .	42
4.5.	Desgaste de los dientes (Figura 4.4) . . . . .	43
4.6.	Irrigación con hipoclorito de sodio al 2.5 % . . . . .	44
4.7.	Aplicación del cemento con base a resina resilon . . . . .	46
4.8.	Polimerización en el horno a 37 grados centígrados (Figura 4.7) . . . . .	47
4.9.	Evaluación con microscopía óptica de transiluminación . . . . .	47
4.10.	Fotografías del tercio medio radicular . . . . .	48
<b>5.</b>	<b>ANÁLISIS ESTADÍSTICO</b>	<b>53</b>
5.1.	Las variables . . . . .	53
5.2.	Los datos . . . . .	54
5.3.	Análisis exploratorio de datos . . . . .	54
5.4.	Análisis confirmatorio . . . . .	58
5.4.1.	Análisis no paramétrico . . . . .	59

5.4.2. Análisis paramétrico . . . . .	59
5.4.3. Análisis multivariado . . . . .	60
6. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES	63
7. SUGERENCIAS	69
<b>Bibliografía</b>	<b>71</b>
RESUMEN	77

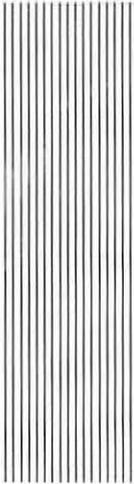




## Índice de figuras

2.1. Foto de túbulos dentinarios . . . . .	6
2.2. Foto de dentina . . . . .	7
2.3. Odontoblasto y colágeno . . . . .	8
2.4. Microfotografía del Smear Layer. Irrigación del conducto radicular: Objetivos, soluciones y técnicas. (Hülsmann, 1998) .	11
2.5. Eliminación de capa de barrillo dentinal por medio del uso de quelantes, exponiendo las aperturas de los túbulos dentinales. (Beer et al., 1998) . . . . .	14
2.6. . . . .	35
2.7. Desmineralización. . . . .	35
2.8. Mezcla retentiva. . . . .	36
2.9. Pasos para formación del monoblok en sistema seal. . . . .	36
4.1. Corte de los dientes . . . . .	43
4.2. Irrigación de los dientes. . . . .	44
4.3. Preparación crown down (izquierda), preparación biomecánica del tercio apical(derecha) . . . . .	44
4.4. Desgaste en la recortadora . . . . .	45
4.5. Dientes sumergidos en hipoclorito de sodio por 5 minutos. . .	46
4.6. Aplicación del Real Seal. . . . .	47

4.7. Polimerización en el horno a 37° C. . . . .	48
4.8. Tercio medio irrigado con hipoclorito de sodio al 2.5%. . . . .	48
4.9. Tercio medio irrigado con hipoclorito de sodio al 2.5%. (Se aprecia la extensión de la resina designada con color azul oscuro)	49
4.10. Zona blanca que se aprecia en dientes irrigados con hipoclorito al 2.5%. . . . .	49
4.11. Dientes irrigados con suero (tercio medio radicular) . . . . .	49
4.12. Dentina intertubular (tercio medio radicular) . . . . .	50
4.13. Foto teñida con rodamina. Capa híbrida irregular. . . . .	50
4.14. Foto con fluorescencia del tercio cervical. . . . .	51
5.1. Boxplots . . . . .	57
5.2. Dispersogramas de $X_1$ , $X_2$ y $X_3$ en los grupos indicados . . . . .	58



## Índice de cuadros

5.1. Datos para las variables $X_1$ , $X_2$ y $X_3$ según tratamiento . . . .	54
5.2. Resumen descriptivo de $X_1$ , $X_2$ y $X_3$ según tratamiento . . . .	55
5.3. Matriz de correlación de $X_1$ , $X_2$ y $X_3$ en los grupos indicados	58
5.4. Test de Mann-Whitney para los datos . . . . .	59
5.5. Test $t$ para dos muestras para las variables indicadas . . . . .	60
5.6. Test multivariado para los datos . . . . .	61





# 1 INTRODUCCIÓN

Para lograr el éxito en endodoncia, el tratamiento debe basarse en objetivos tales como una preparación biomecánica y una obturación del conducto radicular. La preparación biomecánica consiste en limpiar y conformar el sistema de conductos, con lo cual se logra una posterior obturación o selle de la cavidad endodóntica de una forma homogénea. El principal objetivo de la obturación en endodoncia es conseguir un sellado hermético y tridimensional para evitar la contaminación del sistema de conductos radiculares. Con el diente preparado y obturado, se culmina el tratamiento del conducto con lo cual nos orientamos a la reparación de los tejidos circundantes.

Para obtener una preparación biomecánica adecuada y aceptable se han empleado sustancias irrigantes y medicamentos que ayudan a promover la correcta desinfección intraconducto. El hipoclorito de sodio se considera el mejor irrigante endodóntico por sus efectos positivos para el tratamiento, ya que elimina significativamente los microorganismos y por consecuencia ayuda a la preparación biomecánica.

La obturación del conducto radicular ha presentado numerosas dificultades para los endodoncistas a lo largo del tiempo, ya que la gran mayoría de materiales utilizados no permiten abordar todo el conducto, pues se encuentra y persiste el inconveniente de falta de adhesión de los materiales y de los cementos selladores a las paredes dentinales. Estos inconvenientes dificultan la obturación homogénea y tridimensional deseada.

Se han propuesto una gran cantidad de materiales para la obturación radicular, pero ninguno de ellos ha logrado a la fecha reemplazar a la gutapercha; la cual actualmente es universalmente aceptada como el "estándar de oro" de los materiales de obturación. No obstante, pese a que este material ha venido siendo utilizado desde hace muchos años se ha evidenciado que no produce un selle dentinal total a lo largo de las paredes del conducto cuando se utiliza junto con los cementos selladores (la gutapercha simplemente se adapta a las paredes del conducto).

Para tratar de solucionar estos inconvenientes, el endodoncista siempre ha estado en la búsqueda de un agente de obturación ideal, con características que permitan optimizar el trabajo y obtener con su uso resultados clínicos satisfactorios. Por este motivo, la obturación endodóntica moderna se ha basado en productos adhesivos, ya que el fenómeno de adhesión es el proceso que más ha revolucionado la odontología en las últimas décadas, dando paso a una era que permite obturar los dientes con la finalidad de abarcar al máximo las dimensiones del conducto radicular. La obturación endodóntica adhesiva también permite utilizar materiales estéticos para reconstruir los dientes de forma más conservadora, promoviendo así mayor resistencia. De este modo, surge el desarrollo de un nuevo material en el proceso de obturación denominado *resilon*. Este material promete al parecer un desempeño muy similar a la gutapercha, en cuanto a sus propiedades de manipulación y también para propósitos de retratamiento. El *resilon* es el resultado de una mezcla de policaprolactano y resinas con contenido de dimetacrilato, el cual se adhiere a las paredes del conducto radicular gracias a la utilización de un *primer* de auto grabado y de un cemento fabricado con base en resina, hidrofílico y de curado dual.

Con el objetivo de abarcar de manera más explicativa el fenómeno de adhesión en la endodoncia, este estudio incorpora los conocimientos actuales de la dentina radicular, explicando el smear layer (barro dentinario) en el proceso de instrumentación e irrigación y explicando su influencia en la fuerza adhesiva. En este trabajo de investigación también se explica la hibridación como mecanismo de adhesión dentinal, describiendo y analizando el cemento adhesivo *resilon* en el proceso de obturación radicular.

La irrigación con hipoclorito de sodio ha presentado numerosas controversias por parte de endodoncistas y restauradores encontrándose reportes que avalan su uso y no influencia en el colágeno comprometiendo la obturación y restauración adhesiva y otros que por el contrario aducen que sí la afecta. Por todo lo anterior, la presente investigación busca estudiar el

tratamiento de la estructura dental con hipoclorito de sodio y su influencia sobre el colágeno en la fuerza adhesiva.





## 2 MARCO TEÓRICO

### 2.1 Dentina

Llamada también sustancia ebúrnea, es el eje estructural del diente y constituye el tejido mineralizado que conforma el mayor volumen de la pieza dentaria (Figura 2.2).

En la porción coronaria se halla recubierta a manera de casquete por el esmalte, mientras que en la región radicular está tapizada por el cemento. Interiormente, la dentina delimita una cavidad, denominada cámara pulpar, que contiene a la pulpa dental (Gómez y Campos, 1999).

La dentina es un tejido conectivo mineralizado de origen mesodérmico que contiene a los procesos celulares de los odontoblastos. Tiene elevado contenido de materia orgánica y agua, con una dureza semejante a la del tejido óseo, presenta cristales de hidroxiapatita en un 70% y agua en un 12%.

En la estructura de la dentina podemos distinguir dos componentes básicos: la matriz mineralizada y los conductos o túbulos dentinarios. Los túbulos dentinarios tienen forma de cono invertido de base mayor pulpar y extremo menor amelodentinario, se encuentran dentro de una matriz mineralizada llamada dentina intertubular (Gómez y Campos, 1999).

Los túbulos dentinarios (Figura 2.1) presentan numerosas ramifica-

ciones colaterales conocidos como canalículos dentinarios a lo largo de toda su extensión.

Estos túbulos mantienen la comunicación con el tejido pulpar. El interior de los túbulos es ocupado por un fluido lento y continuo, dicho fluido es de origen pulpar, es por ello, que la humedad es un factor constante en la dentina (Henostroza, 2003). Dichos túbulos se caracterizan porque alojan los procesos odontoblásticos (Figura 2.3), los cuales son largas prolongaciones citoplasmáticas de las células especializadas llamadas odontoblastos, cuyos cuerpos se ubican en la región más periférica de la pulpa. Estas células odontoblásticas producen la matriz colágena de la dentina y también participan en el proceso de calcificación de la misma, siendo por tanto, responsables de la formación y del mantenimiento dentinario (Gómez y Campos, 1999).



Figura 2.1: Foto de túbulos dentinarios

### 2.1.1 Composición química de la dentina

La composición química de la dentina es aproximadamente de 18% de materia orgánica (principalmente fibras colágenas) 70% de materia inorgánica (principalmente cristales de hidroxiapatita), y 12% de agua. Debido a su mayor contenido de materia orgánica, la caries avanza en la dentina más rápidamente que en el esmalte (Gómez y Campos, 1999).

### 2.1.2 Matriz orgánica

Constituida por varios componentes entre los que se destacan el colágeno tipo I, que es sintetizado por el odontoblasto y representa el 90% de dicha matriz. Este aporta resistencia, elasticidad y flexibilidad.

Los colágenos de tipo II, III, IV, V, y VI, se hallan en pequeñas proporciones y en diferentes circunstancias. Los colágenos de tipo II y III, están relacionados con el desarrollo y el trabajo tridimensional fibrilar; se segregan en casos de dentina opalescente y ocasionalmente, están presentes en la dentina peritubular. El de tipo IV se encuentra presente, en los momentos iniciales de la dentinogénesis, cuando existe una membrana basal, que separa la dentina no mineralizada de los ameloblastos secretores; y, finalmente, los de tipo V y VI, se ubican en distintas regiones de la predentina.

La matriz orgánica contiene tres proteínas que se localizan únicamente en la dentina: la fosforina dentinaria, que tras el colágeno es el componente más abundante de la dentina; la proteína de la matriz dentinaria I y la sialoproteína dentinaria (Gómez y Campos, 1999).

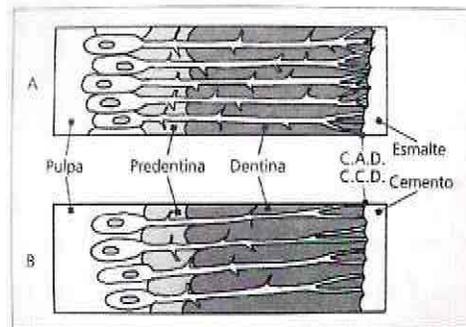


Figura 2.2: Foto de dentina

### 2.1.3 Colágeno

La estructura del colágeno es de particular interés, debido a que es la matriz tanto de la dentina, como del cemento y de los huesos. Es la sustancia orgánica más abundante en los animales superiores. La composición de aminoácidos del colágeno es bastante particular. La glicina representa, en moles, aproximadamente 1/3 de los aminoácidos presentes. El colágeno también contiene cantidades muy elevadas de prolina, y de hidroxiprolina (hasta el 10%), y además presenta hidroxilisina. Tanto la hidroxilisina como la hidroxiprolina se producen después de la síntesis de la cadena polipeptídica, por modificación de los aminoácidos no hidroxilados por enzimas específicas.

La secuencia primaria de las cadenas del colágeno es también muy peculiar pues excepto en los extremos de la cadena, la glicina está distribuida de forma regular, ocupando la posición de uno de cada tres aminoácidos (Gómez y Campos, 1999).

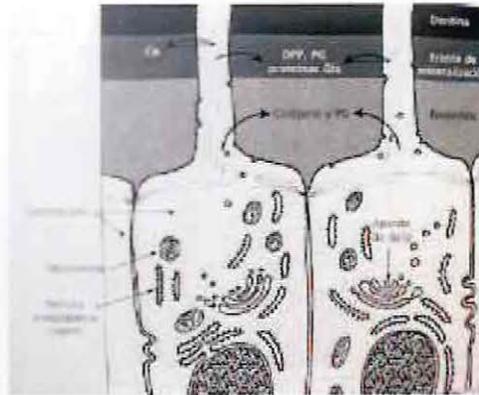


Figura 2.3: Odontoblasto y colágeno

#### 2.1.4 Matriz inorgánica dentinaria

La matriz inorgánica de la dentina está compuesta por cristales de hidroxiapatita, similares químicamente a los del esmalte, cemento y hueso.

A diferencia con el esmalte, la dentina presenta cristales pequeños y delgados, más parecidos a los que se encuentran en el tejido óseo.

En la fracción mineral, además de los cristales de hidroxiapatita hay cierta cantidad de fosfatos amorfos, carbonatos, sulfatos y oligoelementos como flúor, cobre, zinc, hierro magnesio, etc. Existen, así mismo, moléculas de calcio ligados a los componentes de la matriz orgánica, que actúan como reservorio para la formación de cristales de hidroxiapatita (Gómez y Campos, 1999).

#### 2.1.5 Clasificación y tipos de dentina para efectos adhesivos

##### 2.1.5.1. Dentina intertubular

La dentina intertubular está formada por fibras colágenas, glicosaminoglicanos, proteoglicanos, factores de crecimiento, proteínas

dentinogénicas que sostienen los cristales de hidroxiapatita.

El colágeno se opone a las fuerzas de compresión y los glicosaminoglicanos y proteoglicanos a las fuerzas de tensión, que son deformaciones desarrolladas durante la oclusión habitual.

Asociados con la molécula de colágeno, existen grupos hidrocarbonatos unidos a hidroxilisilos, por lo cual al colágeno se le considera glicoproteína. Los glicosaminoglicanos y proteoglicanos constituyen un grupo de glicoproteínas que forman parte de la sustancia fundamental del tejido conectivo dentinario (Henostroza, 2003).

#### 2.1.5.2. Dentina peritubular

Las paredes de los túbulos dentinarios están constituidas por una dentina más mineralizada, la cual carece prácticamente de colágeno aunque se ha descrito la presencia ocasional de colágeno tipo III, la materia orgánica de la misma está formada en consecuencia por sustancias no colágenas tales como glicoproteínas, proteoglicanos y lípidos, Se trata además de una dentina muy mineralizada cuyos cristales de hidroxiapatita, son ricos en magnesio, carbonato y fosfato cálcico amorfo (Gómez y Campos, 1999).

#### 2.1.5.3. Dentina superficial

Es dentina primaria que se forma antes y durante la erupción activa, se caracteriza porque posee pocos tubos dentinarios sin proceso odontoblástico, presenta una cantidad de 18.000 túbulos /mm<sup>2</sup> con un diámetro de 0.9  $\mu\text{m}$  lo que hace de ésta dentina el **sustrato adhesivo más eficiente** (cerca de 1% del área de superficie).

Está compuesta en gran medida de dentina intertubular. Presenta la máxima cantidad de fibras colágenas y de hidroxiapatita con una mínima porción de agua (Henostroza, 2003).

#### 2.1.5.4. Dentina media

Es dentina primaria con variable cantidad de túbulos con o sin proceso odontoblástico en cantidad de 25.000 túbulos c/ con un diámetro de 1.5 a 1.8  $\mu\text{m}$  lo que hace de ésta un **sustrato adhesivo efectivo** pues presenta fibras colágenas hidroxiapatita y agua en una cantidad media comparada con la dentina superficial y la dentina profunda.

#### 2.1.5.5. Dentina profunda

Está cerca de la pulpa, y presenta túbulos dentinarios en forma de embudo y menor contenido de dentina intertubular.

La luz de los túbulos dentinarios es ocupada por los procesos odontoblásticos primarios, alcanzando un diámetro de 3.2 a 4.6  $\mu\text{m}$  y una cantidad de 66.000 a 90.000 túbulos/ $\text{mm}^2$ . **La dentina profunda constituye el sustrato adhesivo más deficiente** pues aquí aumenta la cantidad de agua existiendo disminución de colágeno y de hidroxapatita (Henostroza, 2003; Reis et al., 2003).

#### 2.1.5.6. Dentina esclerótica

Cuando la dentina es sometida a un estímulo, las proteínas del plasma y los metabolitos son transportados por el fluido dentinario hacia la zona de dentina intratubular. De esta forma aumenta el espesor del túbulo y disminuye su luz, formando una dentina hipermineralizada. La dentina esclerótica es dentina hipermineralizada que ocluye parcialmente a los túbulos y se forma como respuesta pulpar a una agresión externa, dicha dentina, presenta una capa odontoblástica con algunos cambios estructurales. **La dentina esclerótica es adecuada para la adhesión.**

#### 2.1.5.7. Dentina terciaria reparativa

Formada por agresiones patológicas externas como caries o fracturas que determinan la destrucción de la barrera odontoblástica.

Las células mesenquimáticas indiferenciadas reemplazan a los odontoblastos perdidos por células odontoblastoides que cicatrizarán la herida a través de un puente dentinario que deforma la cámara pulpar (Henostroza, 2003).

### 2.2 Barro dentinario (smear layer o capa parietal endodóntica) y su influencia en la adhesión

Cuando se realiza la preparación biomecánica del conducto radicular, se produce una capa que cubre la dentina y que está compuesta por restos orgánicos e inorgánicos presentes en las paredes del conducto después de instrumentarlo, a ésta capa se le conoce como barro dentinario (Torabinejad

et al., 2002). El barro dentinario (Figura 2.4), al microscopio electrónico de barrido, tiene aspecto amorfo irregular y granular. Presenta limaduras dentinarias, residuos tisulares, procesos odontoblásticos y en los conductos radiculares infectados, presenta elementos microbianos (Cohen et al., 2002). En las fases primarias de la preparación o en caso de variaciones anatómicas del conducto, el barro dentinario tiene una naturaleza predominantemente orgánica.

Antes de eliminar cantidades importantes de dentina, el barro dentinario se ha descrito sobre la superficie dentinaria y se ha empaquetado en los túbulos dentinarios, al parecer este empaquetamiento es el resultado del uso de instrumentos durante la preparación biomecánica y también es producido por la dinámica de los fluidos y la acción capilar (Cohen et al., 2002).



Figura 2.4: Microfotografía del Smear Layer. Irrigación del conducto radicular: Objetivos, soluciones y técnicas. (Hülsmann, 1998)

## 2.2.1 Composición química del barro dentinario

### 2.2.1.1. Componente orgánico

- Restos de tejido pulpar, necrótico y/o viable.
- Células sanguíneas.
- Fibras colágenas dentinarias.
- Glicosaminoglicanos (de la matriz extracelular).

- Prolongación odontoblástica.
- Bacterias (en casos de infección).

El componente orgánico sirve como matriz para el inorgánico.

#### 2.2.1.2. Componente inorgánico

- Virutas o partículas del tejido duro del diente o de dentina compuestas por hidroxiapatita que se desprenden durante la instrumentación y que unidos a fluidos orales y líquidos de irrigación, forman una sustancia más o menos homogénea.
- Principalmente hay P y Ca (Fósforo y Calcio).

También hay Sn, Si, Cr, Zn, Al, Fe, Cu, Mn y Pb, (estaño, silicio, Cromo, Zinc, Aluminio, Hierro, Cobre, Manganeso y Plomo) lo último se cree que se debe a la contaminación ambiental

### 2.2.2 Zonas del barro dentinario

#### 2.2.2.1. Zona superficial

Formada por una matriz amorfa que se deposita sobre la dentina intertubular y los orificios de los túbulos cubriendo la pared instrumentada.

#### 2.2.2.2. Zona profunda

Esta capa está localizada en la superficie intratubular y se presenta fuertemente adherida ocluyendo los túbulos cortados.

### 2.2.3 Eliminación del barro dentinario para el proceso adhesivo

La inquietud de mantener o no el smear layer, se introdujo hace 30 años. Taylor et al. (1997) han demostrado que removiendo el barrillo dentinario (Figura 2.5) se produce una disminución de la filtración coronal.

Sen et al. (1995) descubren que la presencia del barro dentinario puede interferir en la penetración de gutapercha y de cementos adhesivos en los túbulos dentinarios. Pues éste smear layer, se convierte en una barrera física

previniendo e impidiendo la penetración de los cementos dificultando de esta forma, su adhesión a las paredes dentinarias (Torabinejad et al., 2002; Shahravan et al., 2007).

Shahravan et al. (2007) indicaron que en presencia del barro dentinario, las bacterias pueden multiplicarse así exista un buen sellado de la cavidad. Esto ocurre porque las toxinas bacterianas se difunden a través de la dentina, de ésta forma los microorganismos presentes en el conducto radicular no solamente invaden las irregularidades anatómicas del sistema del conducto sino que invaden los tubos dentinales y pueden reinfestar dicho conducto.

Torabinejad et al. (2002) descubren que la presencia de éste smear layer, impide la penetración de medicamentos dentro de las irregularidades de los conductos y en los túbulos dentinarios. Lo cual puede producir, un aumento de la infección en el canal radicular pues dichos medicamentos no pueden actuar en contra de los microorganismos que están presentes en el conducto (Shahravan et al., 2007).

Por el contrario Galvan et al. (1994) añaden que al dejar el barro dentinario hay mayor éxito en la endodoncia ya que los túbulos son taponados evitando la entrada de microorganismos.

Revisando la literatura, la mayoría de estudios promueven retirar el barro dentinario para lograr una mejor adhesión. Pecora et al. (2000) realiza investigaciones con rayos laser, para realizar la limpieza intraconducto y los resultados usando el laser er: YAG en adición al hipoclorito de sodio han dado resultados satisfactorios.

Shahravan et al. (2007) realizan un meta-análisis, ellos analizaron 26 artículos, en los cuales se realizaron 65 comparaciones donde evaluaron la efectividad de dejar el barro dentinario en el conducto radicular. Se demostró que la remoción del smear layer mejora la obturación del conducto radicular y factores como el tipo de obturación, el tinte, el lugar donde se realizó el test, no afectaron los resultados (Shahravan et al., 2007).

### 2.3 Irrigación en endodoncia

La irrigación del sistema de conductos juega un rol bien importante en la limpieza y desinfección del mismo y es una parte integral del procedimiento de preparación del diente (Hülsmann et al., 2003).

En endodoncia se entiende por irrigación, al lavado de las paredes del conducto con una o más soluciones antisépticas y la aspiración de su con-



Figura 2.5: Eliminación de capa de barrillo dental por medio del uso de quelantes, exponiendo las aperturas de los túbulos dentinales. (Beer et al., 1998)

tenido con rollos de algodón, conos de papel, gasas o aparatos de succión.

Los objetivos de la irrigación de los conductos, consisten en realizar una limpieza o arrastre físico de tejido orgánico e inorgánico, con el fin de evitar el taponamiento del conducto; se busca también, reducir las bacterias existentes en los conductos, mediante el acto mecánico del lavado por la acción antibacteriana de la sustancia utilizada, pues las paredes dentinarias se mantienen hidratadas y de esta forma, se ejerce una acción lubricante facilitando la acción conformadora de los instrumentos endodónticos (Hülsmann et al., 2003).

### 2.3.1 Propiedades de los irrigantes

- Ser disolvente de tejidos, tanto orgánico como inorgánico para facilitar la desinfección (Gomes et al., 2001).
- Proveer efecto antimicrobiano, ya que se ha demostrado que cuando no se usa irrigante durante la instrumentación aproximadamente un 70 % de detritos y remanentes dentinarios quedan en el conducto radicular, en relación con conductos que si han sido irrigados (Tasman et al., 2002).
- Ser biocompatible y de esta forma, no causar irritación a los tejidos periapicales (Walton y Torabinejad, 2002).

- Dar humectabilidad a las paredes de los conductos, para lo cual se requiere que el irrigante endodóntico tenga baja tensión superficial para su penetración, a través del conducto principal, conductos laterales y túbulos dentinarios (Yamashita et al., 2003; Henostroza, 2003).
- Ser de fácil manipulación y proporcionar una acción rápida y sostenida (Oncag et al., 2003).

### 2.3.2 Hipoclorito de sodio (irrigante y disolvente orgánico)

El hipoclorito de sodio cuya fórmula química es NaOCl, fue introducido durante la primera guerra mundial. "Dakin introdujo su uso al 0.5% y 0.6% como antiséptico en heridas infectadas" (Siqueira et al., 2002).

En 1936, Walker inició el uso del NaOCl al 5% como irrigante de conductos radiculares (Gomes et al., 2001).

#### 2.3.2.1. Mecanismo de acción del hipoclorito de sodio

Las soluciones de hipoclorito de sodio presentan un equilibrio dinámico según la siguiente ecuación.  $\text{NaOCl} + \text{H}_2\text{O} \Rightarrow \text{NaOH} + \text{HOCl}$ . El ácido hipocloroso (HOCl) se disocia así:  $\text{HOCl} \Rightarrow \text{HCl}_3 + \text{O}_2$ . El hidróxido de sodio (NaOH) es un potente solvente orgánico y de grasas (saponificador). Además el cloro liberado puede combinarse con el grupo amino de las proteínas formando cloraminas, solubles en agua.

Fórmula:  $2\text{HOCl} \Rightarrow \text{O}_2 + \text{H}_2\text{O} + \text{Cl}_2$ .

#### 2.3.2.2. Propiedades del hipoclorito de sodio (NaOCl)

**Bactericida:** El hipoclorito de sodio se ha postulado como el irrigante más popular en endodoncia por su amplio espectro antimicrobiano, ya que este elimina rápidamente formas vegetativas de bacterias, esporas, hongos y virus (Gomes et al., 2001).

El ácido hipocloroso sufre descomposición por la acción de la luz, del aire o del calor, liberando cloro y secundariamente oxígeno. El oxígeno hace posible cambiar la condición del ambiente anaerobio por lo cual se convierte en bactericida.

El hipoclorito de sodio también ejerce su acción antibacteriana por medio del contacto directo con el microorganismo o por vaporización (Gomes et al., 2001) y ejerce su efecto germicida por medio de una acción oxidativa en

el grupo sulfidril de las enzimas de las bacterias, estas enzimas esenciales son inhibidas y posteriormente se va a presentar un rompimiento de las reacciones metabólicas, dando como resultado la muerte celular bacteriana.

El cloro a su vez puede destruir al microorganismo, puesto que éste produce una acción irreversible de los grupos sulfhídricos de enzimas esenciales, interrumpiendo el funcionamiento de la célula bacteriana (Gomes et al., 2001).

En soluciones neutras o ácidas el ácido hipocloroso no se disocia (predomina la forma de ácido no disociada HOCl). Por lo que presenta un efecto antibacteriano acentuado. En soluciones alcalinas permanece en forma iónica disociada (estable y menos activa) (Perdigao y López, 1999; Siqueira et al., 2000).

Siqueira et al. (2000) no encontraron diferencias significativas en el efecto antibacterial entre el 0.5 % y 5 % de NaOCl. Sin embargo se ha reportado que el efecto antibacterial del NaOCl se reduce después de diluirlo (Siqueira et al., 2000).

Al utilizar el hipoclorito de sodio a bajas concentraciones se va a reducir la infección endodóntica pero microorganismos como el *Staphylococcus Aureus* no son eliminados, en cambio si es utilizado en concentraciones altas su efecto eliminará las bacterias que comúnmente están presentes en el conducto radicular (Gomes et al., 2001).

Siqueira et al. (2000) evaluaron 3 concentraciones de hipoclorito de sodio (NaOCl al 1 %, 2.5 % y 5.25 %) y encontraron largas zonas de inhibición contra el *Enterococo Faecalis*.

Love y Haumman (2003) demuestra que una concentración al 1 % con pH de 8.9 fue capaz de eliminar la mayoría de microorganismos presentes en pulpas necróticas.

**Disolvente orgánico:** Gambarini y De Luca (1998) demuestran que el NaOCl al 5.25 % tiene la capacidad de ser disolvente de tejido, lo que indica que este irrigante es importante, ya que con su uso se incrementa potencialmente la limpieza del conducto radicular. También, se ha demostrado que la clorhexidina y el ácido cítrico no disuelven el tejido pulpar.

Gomes et al. (2001) demuestran que una concentración alta o baja de NaOCl siempre va a liberar cloro en menor o en mayor cantidad, durante su reacción, dependiendo de la concentración usada. Se ha demostrado que la cantidad de cloro del NaOCl, es la responsable de la propiedad de disolución

de tejidos (Zehnder et al., 2002).

**Detergente:** El hipoclorito de sodio produce una acción saponificante sobre los ácidos grasos transformándolos en jabón de fácil eliminación. El NaOCl deshidrata y solubiliza las sustancias proteicas transformándolas en materias fácilmente eliminables (Gomes et al., 2001).

### 2.3.2.3. Otras propiedades del hipoclorito de sodio

- Se afirma que el hipoclorito de sodio tiene la propiedad de Desbridamiento: La irrigación con hipoclorito de sodio expulsa detritus generados por la preparación biomecánica de los conductos y de esta forma, evita bloqueos producidos por la compactación de detritus acumulados (Gomes et al., 2001).
- El hipoclorito de sodio favorece la instrumentación por medio del humedecimiento de las paredes del conducto radicular (Gomes et al., 2001).
- El hipoclorito de sodio no es irritante en bajas concentraciones, que son las utilizadas bajo condiciones de uso clínico (dentro del conducto radicular).
- El hipoclorito de sodio al actuar sobre los productos en descomposición, se convierte en decolorante y desodorante (Gomes et al., 2001).
- Con el uso del hipoclorito de sodio, se controla la hemorragia y existe una acción desinfectante que es favorable en las en las biopulpectomías (Gomes et al., 2001).
- El hipoclorito de sodio se utiliza para el grabado ácido en la técnica adhesiva (Reis et al., 2003).
- El NaOCl presenta baja tensión superficial; gracias a esta propiedad dicho irrigante penetra en todas las concavidades del conducto radicular (Gomes et al., 2001).

### 2.3.3 EDTA

Debido a que no existe una solución irrigante que tenga la habilidad de disolver el tejido orgánico y a la vez desmineralizar el barro dentinario, se debe considerar el uso secuencial del disolvente orgánico e inorgánico en el protocolo de irrigación.

#### 2.3.3.1. Irrigante y disolvente inorgánico

Según la Asociación Americana de endodoncistas la quelación es la remoción de iones inorgánicos de la estructura dentaria, mediante un agente químico, para la cual usualmente se utiliza el EDTA (Basrani, 1999). Los quelantes son agentes orgánicos de uso clínico relativamente no irritantes, capaces de desmineralizar, tanto a la dentina como a las calcificaciones presentes en el sistema del conducto radicular (Sen et al., 2000). El EDTA, es una sal de Etilen Diamino Tetra Acético, quelante inorgánico y no coloidal que es semejante a los polifosfatos inorgánicos como el hexametáfosfato de sodio, debido a su habilidad para formar quelatos solubles, no iónicos con un largo número de iones metálicos. El EDTA es usado en el tratamiento de conductos radiculares para optimizar la limpieza y conformación de los mismos; este quelante reacciona con los iones de calcio presentes en los cristales de hidroxiapatita, y produce un quelato metálico, el cual suaviza o reblandece la dentina, particularmente, la peritubular y especialmente, lo hace en el tercio coronal y medio del conducto. Igualmente, es especialmente efectivo en la remoción de la capa de desecho dentinario (barro dentinario) (Buck et al., 2001).

#### 2.3.3.2. Propiedades del EDTA

- Es una sustancia blanca soluble, sin olor y cristalina, relativamente no tóxica y poco irritante en soluciones débiles. La fórmula química es  $C_{10}H_{16}N_2O_8$ . Contiene 4 grupos acéticos unidos al grupo etilendiamino.
- El EDTA es una solución acuosa, con un pH 7,5.
- Es simple de usar, no peligroso, su acción es autolimitante, alcanzando un equilibrio una vez cumplido su mecanismo de acción, la acción autolimitante se cumple a las 48 horas de ser usado.

- El EDTA puede ser útil en la localización de orificios obliterados por calcificaciones distróficas.
- Además eliminando partículas inorgánicas disueltas actúa como agente bactericida y bacteriostático facilitando la adhesión (Henostroza, 2003; Tasman et al., 2002).
- El EDTA disminuye la tensión superficial, y de esta forma el hipoclorito de sodio penetra más en los túbulos dentinarios.
- Así mismo el EDTA alternado con hipoclorito de sodio, tiene la capacidad de remover el barro dentinario.
- El EDTA aumenta la permeabilidad dentinaria, para que actúen medicamentos como el hidróxido de Calcio en el mecanismo de desinfección intraconducto (Hülsmann et al., 2003; Carvalho et al., 1996).
- Estudios han indicado que el EDTA al 17 % presenta poder antimicrobiano, y también presenta poder antifúngico (actúa sobre la candida albicans) (Sen et al., 2000).

#### 2.3.4 Adhesión

Según Van Meerbeek et al. (2002), el fenómeno de adhesión es esencialmente un proceso de remoción de minerales (calcio, fosfatos) e infiltración de monómeros resinosos "in situ", con la finalidad de crear una traba mecánica entre el adhesivo y la estructura dental, sellar los túbulos dentinales y así mantener la homeostasis del medio interno del complejo dentino - pulpar. De esta forma, un adhesivo dentinario debe:

- a. Promover inmediata y permanente adhesión a dentina.
- b. Posibilitar que la resistencia adhesiva a la dentina sea comparable a la de esmalte.
- c. Imprimir (enlazar) las fibras del colágeno dentinario.
- d. Reaccionar químicamente para formar las sales de fosfato de calcio por reacción ácido base.
- e. Obliterar los túbulos manteniendo el medio interno.

- f. Inhibir o limitar la desmineralización dentinaria.
- g. No citotóxico con el sistema dentinopulpar.
- h. Ser Compatible con otro sistema resinoso.
- i. Reducir la sensibilidad postoperatoria.
- j. Estabilizar el módulo elástico dentinario.
- k. Aumentar la adaptación a las paredes cavitarias.
- l. Disminuir filtración y percolación marginal.
- m. Presentar una técnica de fácil aplicación clínica (Henostroza, 2003).

#### 2.3.4.1. Formas de adhesión

**Adhesión física o mecánica:** Corresponde a la unión que se logra entre dos superficies a través de un trabazón. Existen 2 clases de adhesión física.

- a. **Adhesión macromecánica:** es aquella en la que las partes quedan trabadas en función de la morfología macroscópica de ellas. Por ejemplo la retención o anclaje de una restauración está dada por medio de formas cavitarias específicas.
- b. **Adhesión micromecánica:** es la unión entre dos superficies, a través de una trabazón entre las partes a unir o por generación de tensión entre las mismas, pero a diferencia de la anterior, las partes se traban en función de su morfología microscópica o sea la diferencia entre ambos tipos de adhesión es la magnitud del fenómeno que las genera (es o no visible al ojo humano), este tipo de adhesión es considerado el más importante mecanismo por el cual las resinas se unen tanto al esmalte como a la dentina y esto ocurre cuando la resina compuesta se infiltra por las porosidades dejadas por el grabado ácido en la superficie de esmalte y dentina formando lo que se conoce como capa híbrida. Además la adhesión mecánica sea macro o micromecánica, se puede lograr por:

**Efectos geométricos:** que están en relación con las formas que presentan las superficies ej, poros, rugosidades, diseño cavitario etc ya sean del tipo macroscópico o microscópico. Estas formas son las que producen la trabazón necesaria, para mantener unidas las partes. Por ejemplo tenemos la penetración de un adhesivo en las irregularidades microscópicas (surcos y poros. Una forma de adhesión mecánica por efecto geométrico es el diseñado de una preparación cavitaria, a través del cual se retiene una restauración.

**Efectos reológicos:** Los efectos reológicos se producen cuando los materiales al endurecer presentan cambios volumétricos o dimensionales y producen tensiones que generan la adhesión.

**Adhesión específica o química:** Es la generación submicroscópica de fuerzas que impiden la separación de las partes basadas en la interacción de los componentes de sus estructuras, ya sean átomos o moléculas. En este grupo tenemos:

- a. **Uniones químicas:** primarias o interatómicas, estas se dan entre átomos y son de tipo iónicas, covalentes o mecánicas, y para que ocurran, las partes a unir deben estar a un distancia entre si. Estas uniones son de alta energía y muchos la consideran como el verdadero mecanismo para una red de adhesión.
- b. **Uniones secundarias:** estas uniones se dan entre moléculas y pueden ser de tipo dipolos permanentes o fluctuantes, y son relativamente débiles por ej, fuerzas de van der waals, fuerzas de dispersión de london etc (Barrancos y Barrancos, 1999).

### 2.3.5 Complejidad de la dentina para efectos adhesivos

Los mecanismos de adhesión a esmalte son predecibles posibilitando lograr éxito clínico, mientras que los métodos y sistemas de adhesión a dentina todavía son discutidos y algunos no debidamente comprobados (Blunck, 2002; Henostroza, 2003; Perdigao y López, 1999; Choi et al., 2000). La adhesión al esmalte ha llegado a ser una realidad confiable, puesto que un acondicionamiento con ácido fosfórico puede cambiar la superficie del esmalte haciéndolo más receptivo, por el contrario la dentina es más heterogénea

que el esmalte, con menos estructura calcificada y mayor contenido de agua (Blunck, 2002).

La dentina posee mayor permeabilidad que el esmalte debido a la presencia de los túbulos dentinarios que permiten el paso a distintos elementos o solutos (colorantes, medicamentos, microorganismos, etc.). Dicha permeabilidad, hace que la dentina sea un sustrato poco confiable para la adhesión. De otra forma, la edad y la ubicación dentinaria (profunda superficial), y la calidad de la dentina (cariosa , esclerótica) también presentan efectos que pueden complicar el proceso adhesivo.

La adhesión a la dentina es sensible a la técnica y desviaciones de la metodología de aplicación pueden dar lugar a una reducción de las fuerzas, de esta forma la adhesión a dentina puede requerir múltiples pasos que han de seguirse con precisión.

Los resultados de estudios clínicos sobre adhesión dentinaria muestran una amplia variedad entre los diversos investigadores. Los estudios de adhesión al esmalte varían menos.

Como sustrato de adhesión el esmalte muestra menor variación que la dentina. Con la dentina, la profundidad de la restauración, la región de la dentina, la edad del paciente y otros factores pueden condicionar la fuerza de adhesión.

## 2.3.6 La historia de la adhesión a la dentina

### 2.3.6.1. Adhesivos de primera generación

Con la introducción de los llamados agentes adhesivos de “primera generación” se utilizaron agentes químicos para conseguir una mejor adhesión: estos materiales tienen una base de esteres de fosfato, que presentan una atracción iónica frente a los iones de calcio de carga positiva que se encuentran en el barrillo dentinario y la superficie de la dentina. Como se suponía que debían reaccionar con el barrillo dentinario, no se aconsejaba su eliminación a través del acondicionamiento de la dentina. De hecho el procedimiento habitualmente recomendado era la creación deliberada de barrillo dentinario, aunque se llegaron a medir fuerzas de adhesión de hasta 7 MPa, (la resistencia cohesiva de la dentina es aproximadamente de 39 MPa en las proximidades de la cámara pulpar) la adhesión a la dentina con estos productos utilizados inicialmente se consideraba insuficiente. No sólo la fuerza de adhesión resultaba demasiado débil para soportar muchos de los proce-

dimientos dentales, sino que también a menudo se veía contrarrestada por las fuerzas de retracción de la polimerización que actuaban en dirección opuesta. Otro motivo de preocupación era la posible hidrólisis, a la larga de los esteres de fosfato en presencia de agua.

### 2.3.6.2. Adhesivos de segunda generación

Uno de estos sistemas adhesivos dentinarios iniciales utilizaba un monómero diferente: el isocianato se presentó para producir adhesión a la superficie dentinaria. Con el Clearfil Liner Bond (Kuraray, Osaka, Japón) combinado con un éster de fenilfosfato y HEMA (hidroxietil metacrilato) se demostró que se lograba una fuerza de adhesión significativa a la dentina. En general, las pruebas in vitro con estos productos demostraron fuerzas de adhesión modestas, indicadoras de su limitado potencial adhesivo, o bien requerían técnicas de aplicación difíciles de manejar.

El comportamiento clínico de los esteres de fosfato, era relativamente insatisfactorio. La retención adicional a partir del grabado del esmalte era un requisito previo si se deseaba tener resultados predecibles.

También se recomendaba, a menudo, el socavamiento mecánico para incrementar la retención. Aparentemente, el mecanismo de adhesión al barrillo dentinario era imperfecto y no podía producir adhesiones consistentes y dignas de confianza.

### 2.3.6.3. Adhesivos de tercera generación

Los adhesivos de tercera generación utilizaron diferentes sustancias químicas para conseguir la adhesión dentinaria. GLUMA (Bayer) era un sistema de tres componentes que utilizaba EDTA y Un Ph entre 6.5 y 7.0 para eliminar el barrillo dentinario y acondicionar la superficie de dentina. La superficie acondicionada se trató con una resina que contenía HEMA y glutaraldehído, buscando la afinidad al colágeno, sobre la superficie dentinaria acondicionada. A esto seguiría una tercera aplicación de una resina sin relleno que contenía BIS-GMA, a la cual por fin se adheriría la resina restauradora Sceptchbondo 2 (3M) utilizaba una solución acuosa de ácido maleico y HEMA como acondicionador dentinario, que disolvería el barrillo dentinario y permanecería unido a la superficie ligeramente desmineralizada. Se continuaría con una aplicación de resina adhesiva que contenía HEMA y Bis-GMA para que se polimerizase sobre la superficie acondicionada.

Además de obtener una mayor fuerza de adhesión a la dentina, estos nuevos agentes adhesivos también mostraron mejores propiedades de sellado que la generación anterior de adhesivos.

Para evitar la hipersensibilidad y la caries recurrente es extremadamente importante conseguir un buen sellado de los márgenes dentinarios y una reducción del microfiltrado alrededor de las restauraciones, particularmente en dientes posteriores. Esto sólo podría lograrse en los márgenes del esmalte con la adhesión mediante grabado ácido pero no con los primeros adhesivos dentinarios.

Los adhesivos de tercera generación ofrecían por primera vez, un sellado dentinario que parecía proporcionar una reducción significativa aunque no una completa eliminación del infiltrado marginal.

#### **2.3.6.4. Adhesivos de cuarta generación**

Son los adhesivos dentinarios de uso actual, se basan en un ligero acondicionamiento de la superficie dentinaria y en la utilización de monómeros bifuncionales que tienen afinidad química con los diferentes constituyentes de la dentina.

Además estos monómeros se pueden combinar con resinas hidrófilas para conseguir una mejor humidificación de la superficie dentinaria. Los diversos productos disponibles hoy en día como sistemas adhesivos a la dentina utilizan dos enfoques principales en relación con el pretratamiento de la superficie dentinaria antes de aplicar el adhesivo. Uno de ellos aboga por un cambio mínimo o nulo del barrillo dentinario previamente a la adhesión. El otro requiere la total eliminación del barrillo dentinario antes de aplicar la resina adhesiva. Esto se consigue habitualmente mediante los acondicionadores ácidos o preparadores (primers).

#### **2.3.6.5. Adhesivos de quinta generación**

Los que presentan componente único. Están basados en combinaciones de resinas hidrofóbicas convencionales como BIS-GMA junto con resinas hidrófilas y disolventes, el HEMA se usa a menudo como monómero hidrófilo. El alcohol, la acetona, o una combinación de ambos pueden usarse como disolventes hidrófilos. Algunos sistemas incluyen agua en cantidades variables para presentar el compuesto como una solución acuosa.

Lo que hace efectivos los sistemas adhesivos de componente único es

la fuerte acción hidrófila derivada de sus constituyentes, estos componentes hidrófilos son afines a los tejidos dentinarios con su alto contenido en agua. El agua atrae los monómeros hidrófilos y los disolventes, que pueden penetrar en la dentina, llevando consigo las resinas hidrófobas. Para obtener una acción hidrófila efectiva, algunos productos confían en sus altos contenidos de acetona o alcohol en el rango de un 60 a 80% de su composición total. Con las semejantes formulaciones, la adhesión dentinaria es particularmente efectiva sobre sustratos húmedos (odontología estética y restauraciones cerámicas).

### 2.3.7 El grabado ácido

El grabado ácido se propuso por Fusayama, y permitió la eliminación completa del barro dentinario, este enfoque facilitó la penetración de los sistemas adhesivos en la dentina inter, e intratubular. El acondicionamiento ácido de la dentina consiste en desmineralizarla mediante ácidos en alta concentración formando sales de fosfato de calcio por reacción ácido-base que son eliminadas por lavado con la finalidad de suprimir el smear layer ampliando la luz de los túbulos dentinarios. También se busca activar y generar una superficie de alta energía para facilitar la adhesión (Fusayama, 1979; citado en Reis et al., 2003).

El proceso de desmineralización puede exponer un espesor de malla colágena de 3 a 5  $\mu$ m que corresponde al espesor de desmineralización aproximado de la dentina peritubular e intertubular, que servirá de red microrretentiva para la interdigitación micromecánica del adhesivo originando la formación de la capa híbrida (Touati et al., 2000).

### 2.3.8 Promotores dentinarios (primers dentinarios) y su clasificación

A pesar de las diferentes clasificaciones de los sistemas adhesivos, las actuales estrategias de adhesión dependen exclusivamente de la forma en que interactúan los adhesivos dentales con el smear layer.

#### 2.3.8.1. Los que emplean acondicionamiento ácido previo

Los primeros que emplean acondicionamiento ácido previo usan la estrategia de grabar y enjuagar.

El esmalte y la dentina se tratan con un gel ácido el cual remueve el barro dentinario, desmineralizando la mayoría de los cristales de hidroxiapatita superficiales, de esta manera la superficie queda grabada. Después se aplican una mezcla de monómeros de resina disueltos en un solvente orgánico que infiltran dicho grabado. Los monómeros de resina permeables al agua, llenan los espacios adyacentes entre las fibras de colágeno que solían ser ocupadas por cristales de hidroxiapatita, dando como resultado la capa híbrida o zona de interdifusión entre la resina y la dentina.

Las ventajas de dicha formación de capa híbrida son la reducción de la sensibilidad post operatoria, y la formación de un mejor sellado marginal e incluso puede actuar como un amortiguador elástico que compensa el stress de polimerización durante la contracción del composite.

El inconveniente está en que el ácido y el adhesivo se aplican en etapas diferentes lo cual puede producir una desmineralización cuya profundidad puede llegar más allá de la zona de difusión de impregnación del adhesivo.

#### **2.3.8.2. Los autoacondicionadores**

Se basan en la simplificación y reducción del tiempo de aplicación. Son autoadhesivos autograbables no enjuagables, no requieren una separación del ácido.

Los adhesivos autoacondicionadores infiltran simultáneamente el esmalte y la dentina, mientras se disuelve parcialmente el smear layer, y la hidroxiapatita, dando como resultado la formación de la zona híbrida incorporando minerales en el smear layer.

El adhesivo autograbable es compuesto por 2 soluciones: un primer ácido y una resina adhesiva. Dichos adhesivos también son denominados todo en uno en el cual los fabricantes han tratado de incorporar todos los componentes primarios de un sistema Adhesivo (autograbado- primer-resina) en una solución única.

Los adhesivos autoacondicionadores se componen de mezclas de ácidos monoméricos. Generalmente se usa el ácido fosfórico o ésteres de ácidos carboxílicos con ph superior a los de los geles de ácido fosfórico. El agua es un componente esencial de los autoadhesivos ya que participa en la ionización de fracciones ácidas. Las ventajas de los autoadhesivos son: La eliminación de diferentes pasos de lavado y grabado, y simplificar la técnica de unión.

Los adhesivos todo en uno han producido baja efectividad de adhesividad in vitro, su comportamiento clínico se ha cuestionado frecuentemente.

Los adhesivos en un solo paso, se han comportado como una membrana semipermeable. Estos materiales permiten el movimiento del agua a través de la interface de unión el cual conlleva potencialmente a una degradación hidrolítica. Se ha encontrado que los materiales de adhesión se ven comprometidos en el tiempo, pues existe una inadecuada penetración de la resina, dentro del substrato. La contracción de polimerización de la adhesión a la dentina ha producido baja fuerza de unión marginal, caries recurrente, e irritación pulpar. Para algunos adhesivos usados de un solo paso, el rendimiento puede depender del método de aplicación y el número de aplicaciones recomendadas por el fabricante el cual puede ser variable.

El agua también puede infiltrarse en la matriz de resina, disminuyendo las propiedades mecánicas del polímero. Otros factores pueden jugar un rol importante en la adhesión de autoadhesivos badados en acetona. Las burbujas son inconvenientes en el proceso adhesivo. Dichas burbujas se presentan en la interface de la adhesión del esmalte y la dentina, debido a que la mayoría de adhesivos todo en uno actúa como membrana semipermeable. Las porosidades son producidas por acumulación de agua y pueden ser causadas por un gradiente osmótico o por una separación en la fase entre el solvente-monomero hasta la evaporación de la acetona. El número y el tamaño de las burbujas que existen en la superficie de adhesión pueden depender de la intensidad del secado (Perdigao et al., 2007).

### 2.3.9 La formación de la capa híbrida

El desarrollo de los sistemas adhesivos fundamentados en la formación de la capa híbrida causó una revolución en la odontología y proporcionó un aumento considerable del número de procedimientos restauradores utilizando resinas compuestas, además de nuevas técnicas para la cementación de las restauraciones indirectas e incluso de la adhesión a metales (Alvarez y Nogueira, 2003).

La capa híbrida se forma cuando las resinas adhesivas penetran en los túbulos dentinarios y se fijan a la dentina. Se cree que esta penetración en el túbulo es un mecanismo al menos parcialmente responsable de la fuerza de adhesión. De esta forma, durante el acondicionamiento las superficies minerales de la dentina y los túbulos dentinarios son desmineralizados hasta una profundidad de 5 a 10  $\mu\text{m}$  (Vargas et al., 1997) exponiendo una malla de fibras colágenas, segundo la aplicación del primer reemplaza el agua ocupando el espacio desmineralizado entre la malla colágena con los monómeros de

metacrilatos dihidríficos. Tercero, la polimerización de los monómeros embebe la malla colágena en una matriz de resina lo cual produce la formación de dicha capa híbrida (Alvarez y Nogueira, 2003).

Se ha demostrado que la deshidratación de las fibras colágenas expuestas al grabado ácido determina una reducción abrupta en la permeabilidad de la matriz dentinaria comprometiendo la infiltración de los monómeros de resina hidrofílica (Carvalho et al., 1996; Reis et al., 2003) y la subsecuente formación de capa híbrida por lo tanto es esencial preservar la humedad de la dentina para preservar las fibras colágenas expandidas antes de la aplicación del adhesivo.

Sin embargo, todavía no se ha abordado un criterio objetivo sobre como mantener una humedad ideal en la cual pueda ocurrir una infiltración máxima de monómeros de resina, parece que existe una fuerte relación entre la composición de cada agente de unión empleado y el grado de humedad ideal en la superficie dentinaria como resultado un grado diferente de humedad superficial es necesario para cada sistema adhesivo, haciendo que el establecimiento de tal especificación sea difícil debido a la gran variedad de materiales presentes en el mercado (Henostroza, 2003).

Dado lo anterior las propiedades químicas y físicas de la capa híbrida son muy diferentes a las propiedades de la estructura dental original. La estructura obtenida por la hibridación de la dentina puede ser considerada como un tejido construido, pues ya no presenta las características del diente ni tampoco de las resinas. Cuando ocurre la formación de la capa híbrida, ésta se transforma en ácido resistente pues aumenta la fuerza de unión entre las resinas compuestas y la estructura dental.

Sin embargo existen algunos cuestionamientos sobre la durabilidad de esta capa híbrida.

Ante esto se verifica que esta falla puede ocurrir en función de un tiempo excesivo de acondicionamiento de la superficie de la dentina o por un tiempo insuficiente de infiltración e impregnación de los monómeros hidrofílicos en la dentina desmineralizada. Otro hecho importante en relación con la posibilidad de infiltración en presencia de la capa híbrida fue relatado por Sano et al. (1994), donde se observó en estudios *in vitro* la presencia de nitrato de plata dentro de la capa híbrida, A este fenómeno le dieron el nombre de nanoinfiltración. Sin embargo, la importancia clínica de la nanoinfiltración todavía no está claramente explicada pues los espacios son muy pequeños de dimensiones menores a los de una bacteria. Pero el agua podría difundirse fácilmente por esos espacios proporcionando la degradación de la interface ad-

hesiva, principalmente cuando es asociada a los esfuerzos oclusales. Además, estos espacios podrían estar en contacto con el medio bucal, y con esto permitir al pasaje de los fluidos y de las enzimas bacterianas, ocasionando daños al sistema restaurador y a su longevidad.

De esta forma, es fundamental que el clínico realice sus restauraciones respetando rigurosamente la técnica y las orientaciones de los fabricantes sobre el uso de los sistemas adhesivos.

Otros factores relacionados con la red de colágeno también pueden afectar o influir en la adhesión a la dentina.

Cuando la dentina es acondicionada, y la red de colágeno es consecuentemente expuesta, la dentina no debería ser muy reseca después de la retirada del agente acondicionador con agua. Ha sido extensivamente demostrado que la adhesión a la dentina se reduce considerablemente cuando la dentina acondicionada se seca. Esto ocurre porque la red de colágeno expuesta por el acondicionamiento queda levantada en el agua después del lavado del acondicionador y si se seca el sustrato con chorros de aire, la red colágena sufre una precipitación en la superficie de la dentina.

Esta precipitación forma una película de colágeno relativamente impermeable, lo que impide la penetración de los adhesivos, y consecuentemente resulta en una adhesión débil.

Cuando se utiliza la técnica del acondicionamiento ácido total (esmalte y dentina) lo recomendable es no secar la dentina con chorros de aire después de la remoción del acondicionador, sino eliminar el exceso de agua con una brocha o un copo de algodón y aplicar la resina en la dentina húmeda. Es importante destacar que algunos adhesivos no son compatibles con la adhesión húmeda. El adhesivo debe tener un componente hidrófilo para ser compatible con esta técnica, y la mayoría de los adhesivos mono componentes con un solvente basado en acetona o etanol lo son.

La sensibilidad de la red de colágeno expuesta a las condiciones del medio (secado, humedad excesiva, posibilidad de hidrólisis) ha llevado a los investigadores a buscar alternativas para la técnica. Por esto se puede decir que hay 3 caminos a seguir en la búsqueda de una excelente adhesión en la dentina:

1. El acondicionamiento ácido con la retirada total de smear layer y la aplicación de una resina adhesiva hidrófila, para la formación de la capa híbrida.
2. Integrada por reacción integración.

3. "Acondicionamiento ácido para en seguida hacer la retirada completa del colágeno expuesto con hipoclorito de sodio, buscando una adhesión fundamentada en principios físicos de retención micromecánica a semejanza de lo que ocurre en el esmalte" (Alvarez y Noguera, 2003).

#### **2.3.9.1. Adhesión mediante la eliminación total del smear layer**

Éste fue el primer camino elegido de entre los que hemos mencionado. El acondicionamiento ácido de la dentina consiste en desmineralizarla mediante ácidos en alta concentración formando sales de fosfato de calcio por reacción ácido-base, que son eliminadas por lavado, con la finalidad de suprimir el smear layer ampliando la luz de los túbulos dentinarios, activar y generar una superficie de alta energía para facilitar la adhesión al exponer las fibras del colágeno dentinario que puede ser imprimado por un monómero hidrófilo-hidrófugo dando lugar a la formación de una capa de hibridación o de interdifusión,

Se plantea el interrogante de si estas zonas de dentina desmineralizadas o debilitadas son realmente cubiertas o interpenetradas totalmente por los sistemas resinosos adhesivos.

La desmineralización causada por el ácido fosfórico genera intensas pérdidas en el balance fósforo - calcio de la dentina. Como el acondicionador elimina parcialmente la fase mineral, la dentina cambia radicalmente su composición y de esta forma los cristales de hidroxiapatita son sustituidos por el fluido dentinario.

El agua no aporta el mismo soporte físico que los cristales de hidroxiapatita por lo que las fibras colágenas que otorgan elasticidad y resistencia a la dentina se colapsan y desnaturaliza, impidiendo su imprimación (Alvarez y Noguera, 2003).

#### **2.3.9.2. Por reacción integración**

La capa profunda de smear layer se puede disolver parcialmente e integrar con adhesivos autoacondicionadores o self etch adhesives, que promueven adhesión a través de la imprimación del colágeno dentinario por un monómero hidrófilo- hidrófugo o imprimación resinosa.

De esta forma existe disolución y desmineralización del smear layer por reacción ácido-base y formación de sales o reacción ionomérica sin pérdida de minerales en el tejido.

### 2.3.9.3. Adhesión por la retirada completa del colágeno

La eliminación de la capa del colágeno expuesta puede traer beneficios para la difusión de la resina debido al aumento de la permeabilidad de la dentina.

La capa de dentina deformada puede ser eliminada con ácido fosfórico en alta concentración y desproteinizada conjuntamente con la dentina desmineralizada para facilitar la impregnación con monómeros hidrófilos e hidrófugos y lograr adhesión por hibridización reversa.

La remoción de la dentina desmineralizada y la eliminación del colágeno a través del hipoclorito de sodio en diferentes concentraciones fue evidenciada y los lateral branches aumentaron su diámetro (Henostroza, 2003).

De esta forma se sabe que el colágeno no ofrece contribución directa para el aumento de la resistencia adhesiva y en algunos casos su retirada puede producir un aumento significativo de la adhesión.

El uso de hipoclorito de sodio en concentraciones que varían del 1 al 10 % después del acondicionamiento ácido de la dentina ha sido sugerido para la remoción del colágeno y la subsiguiente aplicación de monómeros adhesivos hidrófilos. Los mejores resultados fueron obtenidos con la aplicación de hipoclorito de sodio en concentraciones del 5 % por 2 minutos o del 10 % por un tiempo de 1 min principalmente cuando se aplican adhesivos con cargadores a partir de acetona y con monómeros elastoméricos. No obstante para los adhesivos a partir de agua- alcohol, la resistencia de unión suele mantenerse o reducirse (Alvarez y Nogueira, 2003).

### 2.3.10 Obturación endodóntica con sistema resilon

Tras cerca de 150 años de uso de la gutapercha como material núcleo en la obturación de los conductos radiculares, complementado con un cemento sellador, se evalúa que su gran desventaja es la falta de unión a la dentina radicular dejando brechas sin obturar, y dejando espacios para la micro filtración. Con el objetivo de conseguir una obturación homogénea y adherida a las paredes del conducto este trabajo de investigación se realiza con un nuevo material de obturación adhesiva (resilon) en conjunción con un cemento de composición similar (Real Seal).

### 2.3.11 Propiedades del resilon

- (Resilon Res, Madison, CT, EUA) es un polímero sintético termoplástico de poliéster, con vidrio bioactivo.
- Es un material sólido presenta como materiales de relleno, el bismuto y el bario que representan un 65 % del peso y además le dan las características de radiopacidad.
- El Resilon presenta hidróxido de calcio, es útil en la obturación porque proporciona un buen selladoápico-coronal.
- La termoplasticidad del Resilon es atribuida al polímero de policaprolactano, ya que éste posee una baja temperatura de transición (-62°C), una baja temperatura de fusión (60°C) y una alta temperatura de descomposición (350°C) con un amplio rango de temperaturas que permiten la extrusión y el modelado.
- La habilidad que posee el resilon para unirse a adhesivos dentinales y a resinas a base de metacrilato se debe a los monómeros de dimetacrilato, los cuales son uno de sus componentes de relleno.
- El Resilon es biocompatible, no es citotóxico ni mutagénico por lo cual ha sido aprobado por la FDA.
- Éste nuevo sistema se puede utilizar con cualquier técnica de obturación endodóntica.
- El Resilon presenta puntas estandarizadas de conicidad .02, .04, .06, también presenta puntas accesorias XF, FF, MF, F, FM, M, L, puntas Autofit de conicidad .04, .06, .08, .10, .12, Puntas Autofit backfill y presenta bloques para Obtura II.
- Este 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 retratamiento puede ser reblandecido con calor, disuelto con solventes como el cloroformo o retirado con limas de sistemas rotatorios activados con motores eléctricos.

### 2.3.12 El cemento

Epiphany Root Canal Sealant (Pentron Clinical Technologies, Wallingford, CT), el Real Seal (Sybron Endo, Glendora, CA), SimpliFill (LightSpeed, San Antonio, TX), o el Next (Heraeus - Kulzer, Armonk, NY) son cementos con base en resina de curado dual, que vienen en jeringas dobles, las cuales se autocombinan en el momento de su uso. Éstos están constituidos por bis fenol - A diglicidil dimetacrilato (BisGMA), BisGMA etoxilado, dimetacrilato de uretano, metacrilatos hidrofílicos difuncionales, bario silanizado, vidrios de boro silicato, sulfato de bario, sílica, hidróxido de calcio, oxiclورو de bismuto con alto contenido de aminas, peróxido, fotoiniciadores, estabilizadores y pigmentos.

El cemento es autopolimerizable en 25 minutos. Presenta un pH superior a 11,5, neutralizándose al polimerizar y volviendo a aumentar si entran fluidos, por lo tanto se aconseja prevenir la contaminación. Una vez los componentes del sistema Real Seal se unen internamente con el diente, se adaptan íntimamente a la topografía del conducto radicular, formando lo que el fabricante ha introducido con el término de "monobloque". Este monobloque se crea cuando el primer o adhesivo de auto grabado se une a la dentina, y el cemento con base en resina se une al primer y al material de obturación (Resilon). Esta unión da como resultado una disminución significativa de espacios o fallas e impide la entrada de microorganismos.

### 2.3.13 El primer

Su utilización es obligatoria y fundamental como imprimador dentario. Éste es auto-grabante y auto-polimerizable, y está compuesto por monómeros de ácido sulfónico, HEMA, agua e iniciadores de polimerización. El catalizador está en el sellado. Se puede fotopolimerizar en la cámara para lo cual se usa 40 seg de luz halógena, utilizando la polimerización dual. La polimerización dual es la preferida para la cementación intraconducto pues se tiene la seguridad de una eficiente polimerización a las partes profundas donde sería difícil llegar con la luz de la lámpara (Henostroza, 2003).

### 2.3.14 Estudios que evalúan el resilon

Shipper et al. (2004) obturan dientes mediante las técnicas de compactación lateral y vertical, ellos utilizan resilon y epiphany y gutapercha y

AH 26. Shipper et al. (2004; 2005) evalúan la filtración bacteriana de dichos dientes y descubren, que el mejor sellado lo produce el Resilon. Shipper et al. (2004; 2005) añade que la termoplaticidad del Resilon se debe a la presencia de policaprolactona, un poliéster biodegradable con un punto de fusión bajo.

Tay et al. (2005) realizan un estudio donde recolectan dientes extraídos. Ellos los obturan mediante la técnica condensación vertical, dicha obturación la realizaron con gutapercha -AH Plus y con Resilon - Epiphany. Tay et al., (2005) analizan la penetración de Epiphany en los túbulos dentinarios, y observa que con los dos selladores existe zonas con brechas y sin ellas (Tay et al., 2005).

Gesi et al. (2005) obturan dientes con Resilon/Epiphany y con gutapercha/AH Plus ellos evalúan la interfase dentina/material de obturación.

Como resultado Gesi et al. (2005) observan que El AH Plus muestra una resistencia mayor al "despegamiento" de la pared del conducto en comparación al Resilon. El despegamiento se observó principalmente en la interfase sellador/dentina con Resilon/Epiphany y en la interfase gutapercha/sellador con gutapercha/AH Plus. En conjunto no hallaron una mejor interfase entre material de obturación y la pared del conducto con Resilon/Epiphany que con gutapercha/AH Plus.

El resilon presenta un efecto que previene la filtración de bacterias en sentido coronoapical. Shipper et al. (2005) lo demuestran en su estudio, donde obturan conductos radiculares en dientes de perros. Dicha obturación la realizaron con Resilon/Epiphany y con gutapercha y AH 26. Ellos Inocularon placa bacteriana en la cámara pulpar antes de sellar la apertura. A las 14 semanas sacrificaron a los perros y evaluaron su estado periapical histológicamente Dichos investigadores observaron inflamación de grado medio en el periápice en el 82 % de los dientes obturados con gutapercha y AH 26 y solo en un 19 % de los obturados con Resilon/Epiphany.

Isci et al. (2006) realizan un estudio en el cual analizan el efecto del hipoclorito de sodio al 5.25 % y la clorhexidina al 2 % al aplicarlos en intervalos de 1 y 5 minutos sobre las puntas de resilon.

Ellos concluyen que las soluciones irrigantes aplicadas en 1 minuto, no alteran la superficie del resilon, en cambio al aplicar las soluciones irrigantes durante 5 minutos producen deterioro en dicho material.

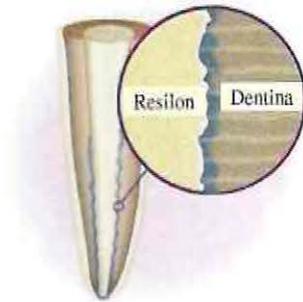


Figura 2.6:

### 2.3.15 Representación esquemática del resilon

#### 2.3.15.1. Grabado ácido

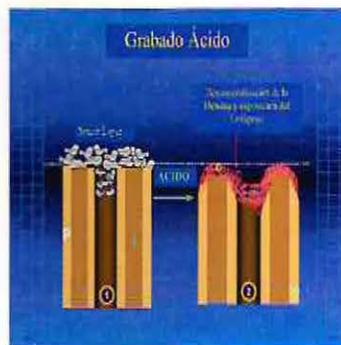


Figura 2.7: Desmineralización.

En la Figura 2.7 se observa la desmineralización del smear layer exponiendo las fibras colágenas.

En la Figura 2.8 se observa la aplicación del *primer* y el adhesivo formando la mezcla retentiva.

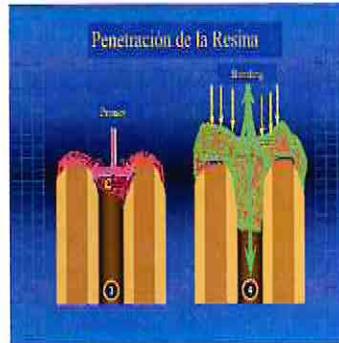


Figura 2.8: Mezcla retentiva.

### 2.3.15.2. Pasos para formación del monoblok en sistema seal.

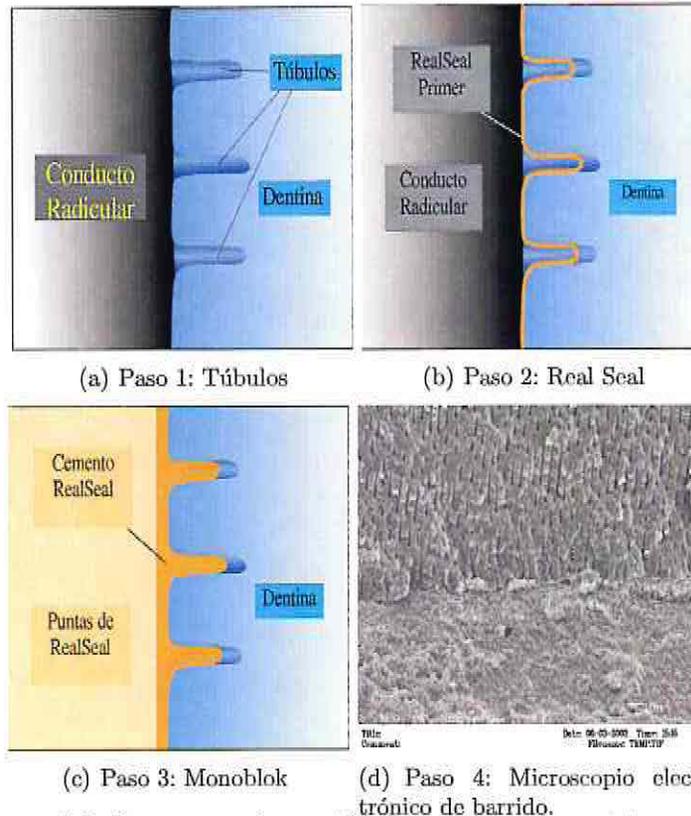


Figura 2.9: Pasos para formación del monoblok en sistema seal.

En la Figura 2.9 (paso 1) se observa el conducto y la dentina con sus

túbulos.

En la Figura 2.9 (paso 2) se observa el *primer* o adhesivo (color naranja) uniéndose a la dentina.

En la Figura 2.9 (paso 3) el adhesivo se une a la dentina y el cemento se une al *primer* y al material obturación real seal, formando el monoblok.

En la Figura 2.9 (paso 4) se observa el monoblok al microscopio electrónico de barrido.





## 3 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

### 3.1 Objetivo general

- Observar la acción del hipoclorito de sodio al 2.5 % sobre la adhesión realizada en el tercio medio radicular.

### 3.2 Objetivos específicos

- Comparar la acción del hipoclorito de sodio al 2.5 % en relación con suero (cloruro de sodio al 0.9 % pirógeno) sobre la adhesión dentinaria realizada en el tercio medio radicular.
- Analizar histológicamente la acción del hipoclorito de sodio al 2.5 % sobre la adhesión el tercio medio radicular.





## 4 MATERIALES Y MÉTODOS

### 4.1 Universo y muestra

El presente estudio se realizó en las dependencias de la Facultad de Odontología de la Universidad de Valparaíso de Chile y Departamento de Microscopía de la Universidad de Finisterrae de Santiago de Chile.

### 4.2 Obtención de la muestra

#### 4.2.1 Dientes

Los dientes para el trabajo invitro de esta investigación fueron solicitados a los alumnos de 4, 5 y 6 año de la carrera de de Odontología de la Universidad de Valparaíso.

Para el estudio se utilizaron 30 dientes premolares sanos superiores e inferiores extraídos por indicación ortodóntica.

La selección fue realizada de acuerdo con los siguientes criterios:

#### 4.2.2 Criterios de inclusión

- Formación radicular completa.

- Ausencia de cualquier anomalía que afectara la anatomía del conducto.

#### 4.2.3 Criterios de exclusión

- Conductos calcificados o con pulpolitos.
- Dientes con tratamiento de endodoncia realizada.
- Dientes con conductos curvos.
- Dientes con presencia de caries.
- Dientes con presencia de reabsorción radicular externa o interna.

#### 4.3 Muestra seleccionada

Debido a éstos criterios de exclusión se rechazaron 10 dientes por lo que la muestra total fue de 20 dientes.

Los dientes se limpiaron de exceso de contaminantes y sangre con suero fisiológico, los remanentes fueron limpiados suavemente hasta dejar las raíces limpias pero sin pérdida de sustancia que pudiera alterar la permeabilidad.

#### 4.4 Preparación de las muestras y distribución de grupos

Los dientes se almacenaron en un frasco de vidrio durante 6 meses. En los premolares con dos raíces, se eligió sólo el conducto de mayor diámetro. Para cada grupo de estudio un operador cortó los premolares a nivel coronal, y en forma transversal para lo cual usó una fresa de diamante a alta velocidad (Figura 4.1) y refrigeración con agua envasada en una jeringa desechable (Figura 4.2).

A los 20 dientes se les realizó la extirpación pulpar con extractores pulpares. Luego se les realizó la exploración, el cateterismo, el debridaje y la preparación crown down ampliando el conducto con fresas Gates Glidden con la secuencia de 1-3-2-1 (Figura 4.3). Después se realizó la preparación biomecánica del tercio apical utilizando la técnica de fuerzas balanceadas, (de Roane) para la cual se utilizaron limas flexofile de 25 mm.

La lima apical maestra (MAF) utilizada en cada diente no fue estandarizada y se dejó a criterio del operador según el diente. La permeabilidad del conducto se verificó con una lima K flexofile N. 15 (Figura 4.3).



Figura 4.1: Corte de los dientes

El objetivo de la preparación biomecánica fue lograr un conducto radicular con amplio diámetro. Para realizar dicha preparación se utilizaron diferentes soluciones irrigantes de la siguiente forma, a los 20 dientes se les aplicó agua destilada envasada en una jeringa desechable (Figura 4.2). Luego se les aplicó EDTA, envasado en una jeringa de insulina, dicho ácido se aplicó con el objetivo de eliminar la superficie inorgánica del smear layer, después a los 20 dientes se les aplicó agua destilada nuevamente y para finalizar, los dientes se secaron con conos de papel y los dientes se almacenaron en frascos de vidrio durante 5 días.

#### 4.5 Desgaste de los dientes (Figura 4.4)

- Los 20 dientes se desgastaron en una recortadora mecánica, hasta observar de manera clara y amplia la superficie correspondiente al conducto radicular.
- La capa de smear layer sobrante después de cortar los dientes se limpió con agua (envasada en una jeringa donde se realizó irrigación copiosa) utilizando movimientos lentos de limado con lima 15.
- Las hemisecciones se secaron con conos de papel y se almacenaron nuevamente en frascos de vidrio.



Figura 4.2: Irrigación de los dientes.



Figura 4.3: Preparación crown down (izquierda), preparación biomecánica del tercio apical(derecha)

#### 4.6 Irrigación con hipoclorito de sodio al 2.5 %

Las 20 hemisecciones se dividieron en dos grupos de 10 dientes.

- El grupo A: Los dientes se sumergieron en el equipo vibrador sterilin



Figura 4.4: Desgaste en la recortadora

(Figura 4.5) por 5 minutos. el irrigante que se utilizó para sumergir los dientes, fue hipoclorito de sodio al 2.5 %. Luego los dientes se irrigaron con suero fisiológico al 0.9 % de forma abundante.

- El grupo B se irrigó con suero fisiológico estéril al 0.9 % y se utilizó como grupo control.

Después de irrigar los dientes, se secaron con conos de papel.

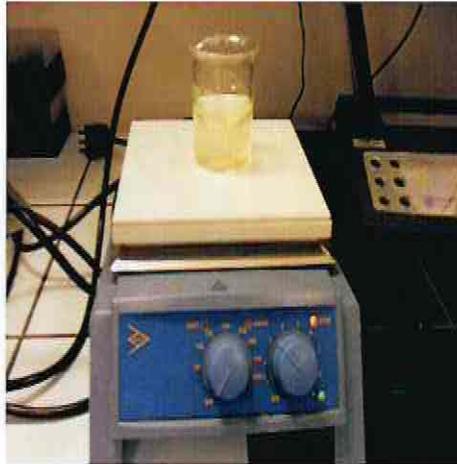


Figura 4.5: Dientes sumergidos en hipoclorito de sodio por 5 minutos.

#### 4.7 Aplicación del cemento con base a resina resilon

A los dos grupos se les colocó la resina de la siguiente forma:

a. Acondicionamiento del conducto.

- Se dispensaron 3 gotas del primer Real Seal en un dispensador plástico.
- Se llenó el espacio del conducto radicular con primer utilizando un pincel.
- Los excesos del primer se retiraron usando puntas de papel.

b. Aplicación del cemento sellador (Figura 4.6).

- Dicho cemento se colocó sobre un recipiente plástico y con otro pincel se llevó a la longitud del conducto radicular.
- Después de haber colocado la resina, se fotocuró por 40 segundos.

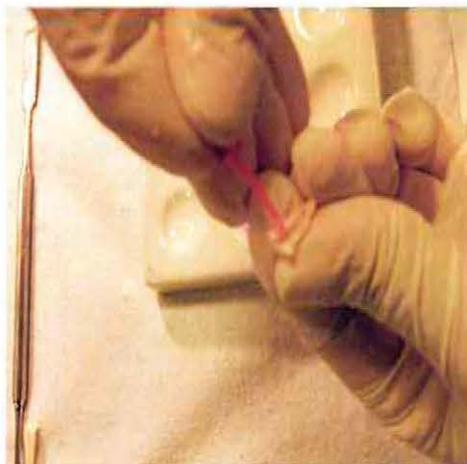


Figura 4.6: Aplicación del Real Seal.

#### 4.8 Polimerización en el horno a 37 grados centígrados (Figura 4.7)

Los especímenes se colocaron en un horno de cultivo (memmert) a 37 grados centígrados, con el objetivo de lograr la temperatura corporal para obtener la polimerización de la resina.

La polimerización completa se logró después de 2 horas.

#### 4.9 Evaluación con microscopía óptica de transiluminación

Los especímenes fueron incluidos en metilmetacrilato y cortados con una cuchilla de diamante en una máquina cortadora de tejidos mineralizados (isomet 1000 buehler), obteniéndose cortes de aproximadamente 50-100  $\mu\text{m}$ , los que fueron montados en portaobjetos convencionales y teñidos con una solución de azul demetileno y azur II al 0.1 % en glicerol.

Las observaciones microscópicas se realizaron en un microscopio Zeiss Axiscop y las imágenes se registraron en positivos fotográficos Kodak Chrome 100ASA. Los positivos fotográficos fueron digitalizados en un scanner Epson FilmScan 200 con una resolución de 800dpi. Las imágenes fueron guardadas como archivos JPEG.



Figura 4.7: Polimerización en el horno a 37° C.

#### 4.10 Fotografías del tercio medio radicular

Las fotografías del tercio medio radicular fueron analizadas para lograr los resultados de esta investigación. Al irrigar los dientes con hipoclorito de sodio al 2.5%, se aprecia que el material de resina penetra, pero deja una franja blanca (Figuras 4.8, 4.9 y 4.10). La resina penetra a una profundidad variable, dejando una zona libre de relleno. Esta zona no se observa en las fotos donde se realizó irrigación con suero fisiológico al 0.9% (Figura 4.11).

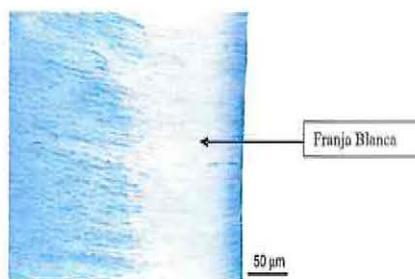


Figura 4.8: Tercio medio irrigado con hipoclorito de sodio al 2.5%.



Figura 4.9: Tercio medio irrigado con hipoclorito de sodio al 2.5 %. (Se aprecia la extensión de la resina designada con color azul oscuro)

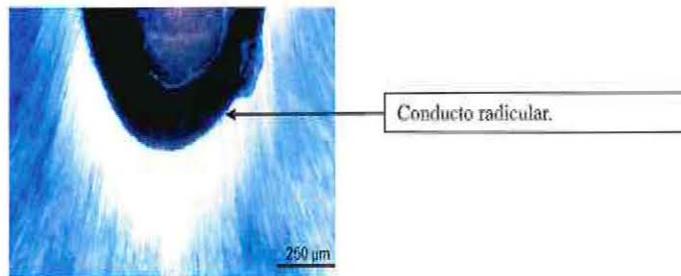


Figura 4.10: Zona blanca que se aprecia en dientes irrigados con hipoclorito al 2.5 %.

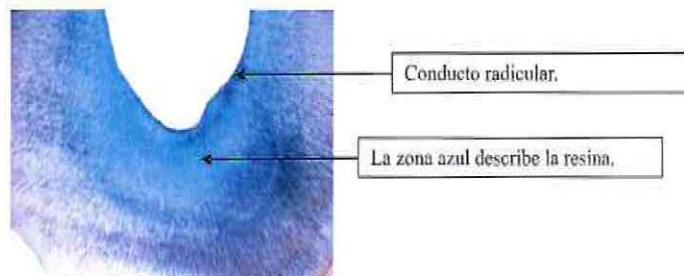


Figura 4.11: Dientes irrigados con suero (tercio medio radicular)

En Figura 4.12 se aprecia la resina en los túbulos dentinarios y se aprecia la dentina intertubular. El material se desliza por las paredes de los túbulos y no existe la formación de tags.



Figura 4.12: Dentina intertubular (tercio medio radicular)

**Tinción con rodamina.** En Figura 4.13 se puede apreciar que el resilon formó una capa híbrida irregular.

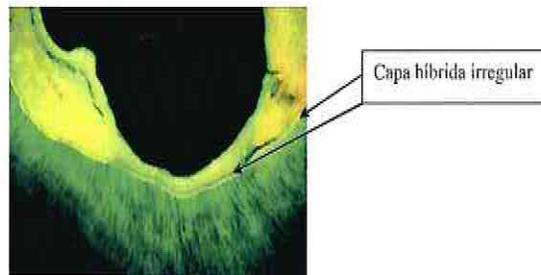


Figura 4.13: Foto teñida con rodamina. Capa híbrida irregular.

**Tinción con fluorescencia del tercio medio cervical.** Cuando los dientes fueron irrigados con hipoclorito de sodio, se analizó el tercio cervical con fluorescencia y se tomaron fotografías para observar la longitud que alcanzó la resina. Se puede apreciar en la fotografía de Figura 4.14 que la resina alcanzó una gran longitud.

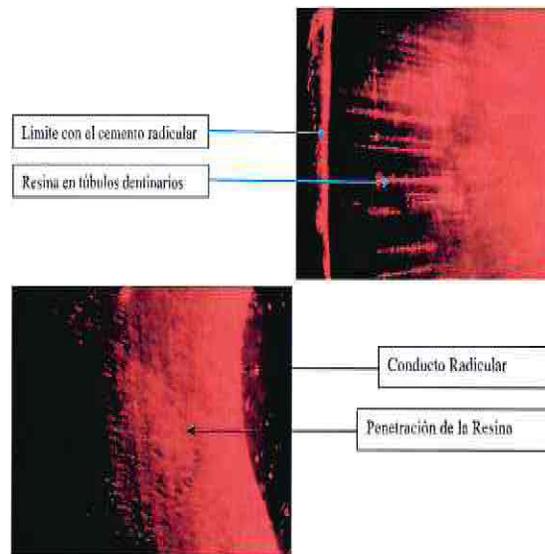
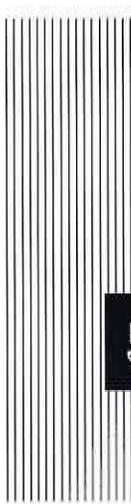


Figura 4.14: Foto con fluorescencia del tercio cervical.





## 5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

En este capítulo se presenta el análisis estadístico de esta tesis. Se analizan tres variables, las cuales tienen relación con los objetivos de este estudio.

### 5.1 Las variables

Se tomaron fotografías de las muestras biológicas, desde las cuales se midieron (en micrómetros,  $\mu\text{m}$ ) las tres variables bajo análisis y que se detallan más abajo. Las fotos histológicas que se tomaron fueron del tercio medio radicular (en color azul). Las variables medidas son:

$X_1$ : invasión del hipoclorito de sodio, la cual es medida desde el conducto hasta la superficie de color blanco que designó la invasión de dicho hipoclorito. En los dientes que fueron irrigados con suero no se observó invasión. Esta variable será llamada simplemente “Hipoclorito”.

$X_2$ : extensión de la resina, la cual es medida desde el conducto hasta la superficie de color azul más intenso que designa dicha resina en la dentina radicular. Esta variable será llamada simplemente “Resina”.

$X_3$ : medida de la dentina, la cual es tomada desde el conducto hasta el cemento radicular. Esta variable será llamada simplemente "Dentina".

## 5.2 Los datos

Los datos obtenidos para cada una de las variables analizadas ( $X_1$ ,  $X_2$  y  $X_3$ ) se presentan en Cuadro 5.1.

Cuadro 5.1: Datos para las variables  $X_1$ ,  $X_2$  y  $X_3$  según tratamiento

Foto	Resina	Hipoclorito	Dentina	Tratamiento
1	1557.7	365.4	2403.8	cloro
2	1230.8	480.8	1846.2	cloro
3	807.7	173.7	1538.5	cloro
4	1153.8	423.1	1788.5	cloro
5	1037.7	557.7	2000.0	cloro
6	1250	288.4	1615.3	cloro
7	1153.8	269.2	1596.1	cloro
8	1538.4	192.3	2307.6	cloro
9	1442.3	115.3	2019.2	cloro
10	1250	134.6	2326.1	cloro
11	807.7	0	1903.8	suero
12	363	0	669.4	suero
13	395.2	0	1048.4	suero
14	826.9	0	1692.3	suero
15	711.5	0	1903.8	suero
16	711.5	0	1884.6	suero
17	322.5	0	677.4	suero
18	282.2	0	669.3	suero
19	865.3	0	1807.6	suero
20	826.9	0	1730.7	suero

## 5.3 Análisis exploratorio de datos

En esta sección se realiza un análisis exploratorio de los datos incluyendo análisis descriptivo, de correlación y gráfico (boxplots y dispersogramas).

Tabla 5.2 presenta un resumen descriptivo y figuras 5.1 and 5.2 muestran los boxplots y los dispersogramas de los datos.

Cuadro 5.2: Resumen descriptivo de  $X_1$ ,  $X_2$  y  $X_3$  según tratamiento

Var.	Trat.	Media	P <sub>50</sub>	DE	CV	CS	CC	Rango	Mín.	Máx.	n
$X_1$	Cloro	300.1	278.8	152.3	0.5	0.43	-1.08	442.4	115.3	557.7	10
$X_2$	Suero	611.3	711.5	239.5	0.4	-0.40	-2.03	583.1	282.2	865.3	10
$X_2$	Cloro	1242.2	1240.4	229.4	0.2	-0.31	0.13	750.0	807.7	1557.7	10
$X_3$	Suero	1398.7	1711.5	559.5	0.4	-0.55	-1.92	1234.5	669.3	1903.8	10
$X_3$	Cloro	1944.0	1923.0	320.7	0.2	0.22	-1.50	865.3	1538	2404.0	10

A continuación se realiza una descripción del resumen descriptivo presentado en Cuadro 5.2. En el análisis descriptivo mencionado abajo, se debe tener presente que los indicadores mencionados corresponden a valores muestrales (estimaciones), expresados en micrómetros ( $\mu\text{m}$ ) y sólo para 10 datos. Desde este resumen descriptivo, se estima que:

- La invasión del hipoclorito de sodio en 10 dientes tratados con cloro fluctúa entre 115.3 y 557.7. La invasión promedio es de 300.1 con una desviación estándar de 152.3, así que el coeficiente de variación es de 0.5. La variación máxima de dicha invasión es 442.4. La distribución empírica de esta variable es levemente asimétrica con sesgo positivo ( $CS = 0,43$ ). El coeficiente de curtosis es de  $-1,08$ , indicando que esta distribución es levemente platicúrtica, es decir, hay una baja concentración de observaciones alrededor de las medidas de tendencia central.
- La extensión de la resina en 10 dientes tratados con suero fluctúa entre 282.2 y 865.3. La extensión promedio es de 611.3 con una desviación estándar de 239.5, así que el coeficiente de variación es de 0.4. La variación máxima de dicha extensión es 583.1. La distribución empírica de esta variable es levemente asimétrica con sesgo negativo ( $CS = -0,40$ ). El coeficiente de curtosis es de  $-2,03$ , indicando que esta distribución es levemente platicúrtica, es decir, hay una baja concentración de observaciones alrededor de las medidas de tendencia central.
- La extensión de la resina en 10 dientes tratados con cloro fluctúa entre 807.7 y 1557.7. La extensión promedio es de 1242.2 con una desviación estándar de 229.4, así que el coeficiente de variación es de 0.2. La variación máxima de dicha extensión es 750. La distribución empírica de

esta variable es levemente asimétrica con sesgo negativo ( $CS = -0,31$ ). El coeficiente de curtosis es de 0,13, indicando que esta distribución es levemente leptocúrtica, es decir, hay una mayor concentración de observaciones alrededor de las medidas de tendencia central.

- La medida de la dentina en 10 dientes tratados con suero fluctúa entre 669.3 y 1903.8. La medida promedio es de 1398.7 con una desviación estándar de 559.5, así que el coeficiente de variación es de 0.4. La variación máxima de dicha extensión es 1234.5. La distribución empírica de esta variable es levemente asimétrica con sesgo positivo ( $CS = -0,55$ ). El coeficiente de curtosis es de  $-1,92$ , indicando que esta distribución es levemente platicúrtica, es decir, hay una baja concentración de observaciones alrededor de las medidas de tendencia central.
- La medida de la dentina en 10 dientes tratados con cloro fluctúa entre 1538 y 2404. La medida promedio es de 1944 con una desviación estándar de 320.7, así que el coeficiente de variación es de 0.2. La variación máxima de dicha extensión es 865.3. La distribución empírica de esta variable es levemente asimétrica con sesgo positivo ( $CS = 0,22$ ). El coeficiente de curtosis es de  $-1,50$ , indicando que esta distribución es levemente platicúrtica, es decir, hay una baja concentración de observaciones alrededor de las medidas de tendencia central.
- A modo de comparación, la extensión de la resina y la medida de la dentina en dientes tratados con suero presenta una mayor dispersión ( $CV = 0,4$ ) que los dientes tratados con cloro ( $CV = 0,2$ ).

Los boxplot por variable y tratamiento se encuentran en la misma escala para poder compararlos. La línea que sale de la caja indica la media muestral de cada variable, mientras que la línea gruesa dentro de la caja es la mediana muestral. Se observa una diferencia a nivel de medidas de tendencia central (media y mediana) en la extensión de la resina en dientes tratados con cloro y suero. Lo mismo ocurre en la medida de la dentina para ambos tratamientos. Cabe destacar que no existen datos atípicos en las muestras que podrían estar influyendo sobre las estimaciones realizadas.

Desde Cuadro 5.3 y Figura 5.2 se observa una asociación lineal positiva entre las variables resina y dentina tanto en el grupo tratado con cloro como

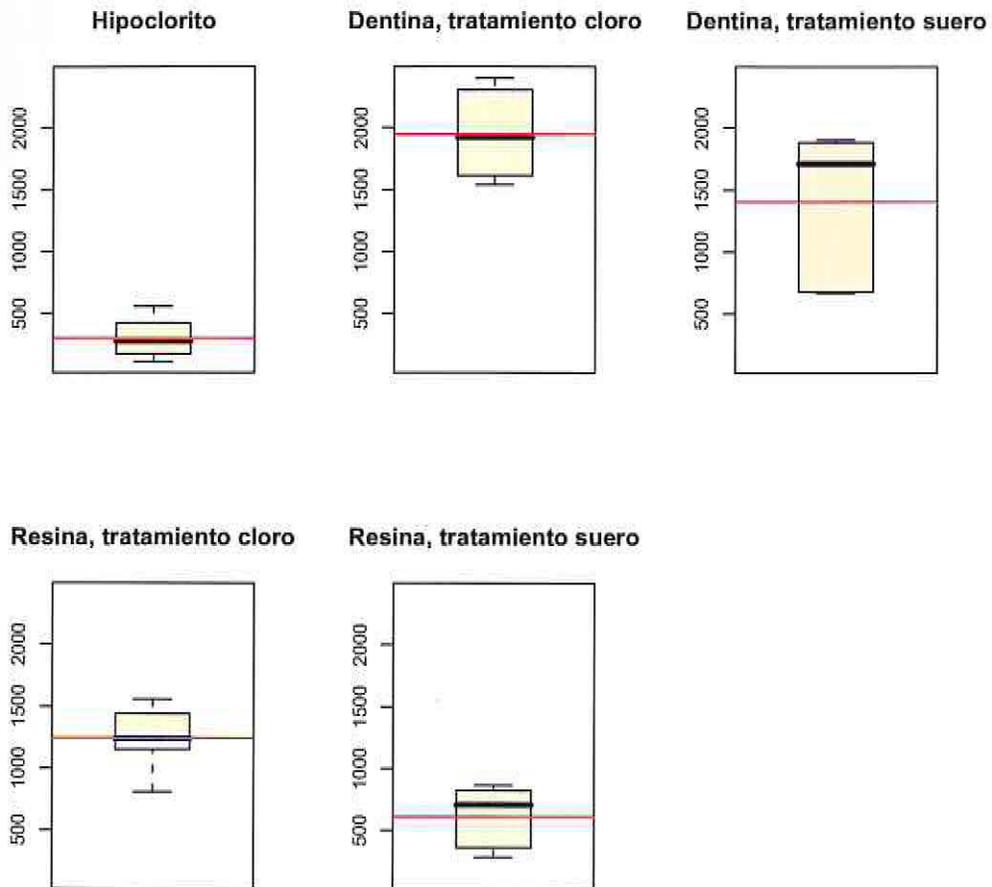
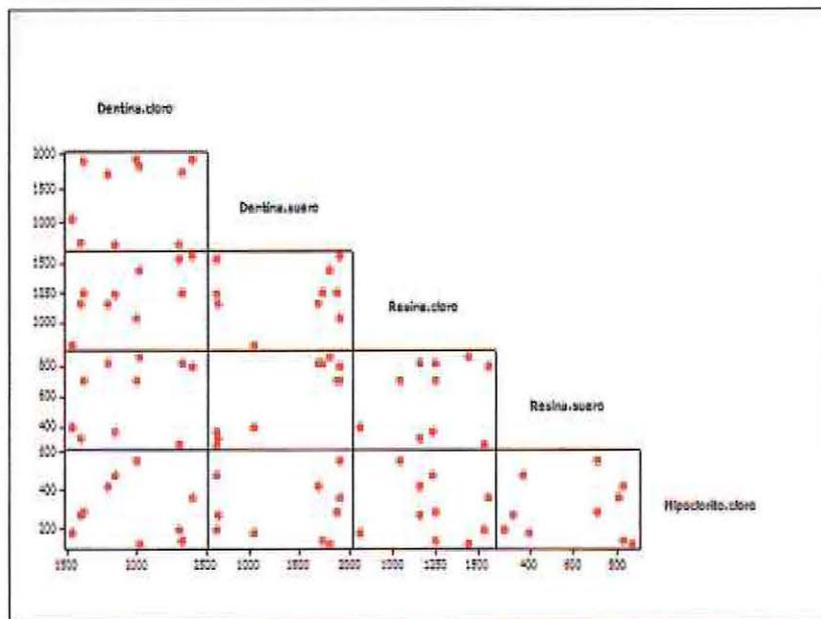


Figura 5.1: Boxplots

con suero. Los valores- $p$  confirman que el coeficiente de correlación poblacional entre ambas variables es estadísticamente diferente de cero en ambos grupos (cloro,  $p = 0,018$ , y suero,  $p < 0,005$ ). En todos los demás casos no hay asociación lineal positiva.

Cuadro 5.3: Matriz de correlación de  $X_1$ ,  $X_2$  y  $X_3$  en los grupos indicados

	X3.cloro	X3.suero	X2.cloro	X2.suero	X1.cloro
X3.cloro	-				
valor-p	-				
X3.suero	-	-			
valor-p	-	-			
X2.cloro	0.723	-	-		
valor-p	0.018	-	-		
X2.suero	-	0.947	-	-	
valor-p	-	0.000	-	-	
X1.cloro	-0.097	-	-0.183	-	-
valor-p	0.789	-	0.612	-	-

Figura 5.2: Dispersogramas de  $X_1$ ,  $X_2$  y  $X_3$  en los grupos indicados

#### 5.4 Análisis confirmatorio

En esta sección se realiza un análisis confirmatorio de datos incluyendo análisis no paramétrico, paramétrico y multivariado. Este análisis confirma-

torio es realizado sólo para las variables  $X_2$  y  $X_3$ , ya que para la variable  $X_1$  esto no es posible, debido a que en los dientes que fueron irrigados con suero no se observó invasión.

#### 5.4.1 Análisis no paramétrico

Debido a la poca cantidad de datos y la posible invalidación de los supuestos que sustentan los métodos paramétricos, tales como falta de simetría y homeogeneidad de varianzas, en esta parte se aplica el test no paramétrico de Mann-Whitney (o de Wilcoxon) para dos muestras independientes (o test de Kruskal-Wallis para dos grupos). Los resultados se presentan en Cuadro 5.4.

Cuadro 5.4: Test de Mann-Whitney para los datos

	$X_2$	$X_3$
Estadístico W	151,5	130,0
Valor-p	0,0005	0,0639

Considerando un nivel de significación de 0.05, existe evidencia estadística ( $p = 0,0005$ ) para afirmar que hay una diferencia significativa entre la penetración de la resina en dientes tratados con cloro en comparación con dientes tratados con suero, lo cual indica que en dientes tratados con cloro la resina adquirió una mayor extensión. En forma análoga, y nuevamente considerando un nivel de significación de 0.05, se puede decir que no hay evidencia estadística ( $p = 0,0639$ ) para afirmar que existe una diferencia significativa entre la medida de la dentina en dientes tratados con cloro, en comparación con dientes tratados con suero. Sin embargo, cabe destacar en este último análisis que el valor-p está muy cercano al valor de referencia del 5%, por lo cual es necesario corroborar este resultado con otros análisis o agrandar la muestra para confirmarlo.

#### 5.4.2 Análisis paramétrico

Para contrastar los resultados del análisis no paramétrico, en la eventualidad que los supuestos que sustentan los métodos paramétricos se cumplieran (lo cual no es posible verificar en este estudio debido a la poca cantidad de datos). Los resultados se presentan en Cuadro 5.5.

Cuadro 5.5: Test  $t$  para dos muestras para las variables indicadas

	$X_2$	$X_3$
Estadístico $t$ para varianzas iguales	6.02	2.67
Grados de libertad	18	18
Valor-p	0.000	0.015
Estadístico $t$ para varianzas desiguales	6.02	2.67
Grados de libertad	17	14
Valor-p	0.000	0.018

Considerando los resultados presentados en Cuadro 5.5, es posible mencionar que la penetración media de la resina es estadísticamente diferente ( $p < 0,0005$ ) en dientes tratados con hipoclorito de sodio y suero. Asimismo, la medida media de la dentina es estadísticamente diferente ( $p = 0,0015$ ) en dientes tratados con hipoclorito de sodio y suero. Estos resultados fueron confirmados en el eventual caso que la varianzas de ambas poblaciones fueran diferentes (ver segundo panel de Cuadro 5.5), el cual es un supuesto que valida la aplicación del test  $t$  para dos muestras. Como puede verse, una de las conclusiones es diferente de la obtenida mediante el equivalente no paramétrico del test  $t$  para dos muestras, como lo es el test de Mann-Whitney.

### 5.4.3 Análisis multivariado

Debido a la correlación existente entre las variables  $X_2$  y  $X_3$ , se realizó un test multivariado para la comparación de dos medias. Esto con el objetivo de detectar algún efecto enmascarado por la correlación de ambas variables que no hubiese sido detectado en los análisis individuales. Los resultados se presentan en Cuadro 5.6 y coinciden con los análisis para cada variable presentados en la secciones anteriores.

Considerando un nivel de significación de 0.05, existe evidencia estadística para afirmar que hay una diferencia significativa simultánea entre las medias de penetración de la resina y medida de dentina en dientes tratados con cloro en comparación con dientes tratados con suero. Esto ha sido confirmado mediante los diferentes test multivariados existentes (Wilks, Lawley-Hotelling, Pillai y Roy), todos los cuales conducen a la misma conclusión (valores- $p < 0,0005$ ). Los análisis de varianza individuales para cada variable (ver cuadros 5.4 y 5.5) indican que esta significación simultánea se produce en ambas variables.

Cuadro 5.6: Test multivariado para los datos

Criterio	Test		Grados de libertad		Valor-p
	Estadístico	F	Numerador	Denominador	
Wilks'	0.24372	26.376	2	17	0.000
Lawley-Hotelling	3.10304	26.376	2	17	0.000
Pillai's	0.75628	26.376	2	17	0.000
Roy's	3.10304				





## 6 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Con el apoyo de los resultados del presente estudio se pueden obtener las siguientes conclusiones:

- En los dientes irrigados con hipoclorito de sodio al 2.5 % se presentó una franja blanca que no se observó en los dientes irrigados con suero fisiológico al 0.9 %. Dicha franja indica que el hipoclorito de sodio, tuvo un efecto sobre la dentina a nivel del tercio medio y en la resinas tratadas.
- De acuerdo con el análisis estadístico se observa que hay una diferencia significativa entre la penetración de la resina en dientes tratados con hipoclorito de sodio al 2.26 % en comparación con dientes tratados con suero, lo cual indica que en dientes tratados con hipoclorito de sodio al 2.5 % la resina adquirió una mayor extensión.
- En el análisis histológico: en Figura 4.12 se aprecia la resina en los túbulos dentinarios observándose la dentina intertubular, lo cual indica que el material se desliza por las paredes de los túbulos y no existe la formación de tags.
- Al irrigar los dientes con hipoclorito de sodio al 2.5 % si se obtuvo adhesión que alcanzó una gran extensión a nivel de la dentina y es evidente que esta adhesión fue afectada.

El efecto de los irrigantes químicos en la adhesión dentinaria todavía no es claro, sin embargo el hipoclorito de sodio puede remover los componentes orgánicos de la dentina (Ari y Yasar, 2003).

La acción del hipoclorito de sodio a nivel del tercio medio radicular, es de suma importancia, ya que dicho irrigante es el más importante en el tratamiento del conducto radicular; por otra parte son útiles, tanto la adhesión de cementos, con base en resina, a nivel de la dentina radicular como la adhesión de postes o espigas intrarradiculares; por consiguiente se han realizado investigaciones donde algunos autores evidencian que al utilizar el hipoclorito de sodio se aumenta la fuerza de unión y otros, por el contrario demuestran que dicha fuerza de unión se ve alterada.

En el presente estudio, la adhesión se ve alterada, pero por otro lado el adhesivo alcanzó mayor longitud. Lo anterior existe cuando se realiza irrigación con hipoclorito de sodio comparada con el suero fisiológico.

En Figura 4.13 observamos una capa híbrida irregular, para Vargas et al. (1997) la capa híbrida no es importante en el mecanismo de adhesión entre los materiales de unión y la dentina (Vargas et al., 1997). Incluso Touati et al. (2000) concluyen que la eliminación de las fibras colágenas en la zona descalcificada mediante hipoclorito de sodio no ejerce algún efecto sobre la fuerza de adhesión, García et al. (2003), demuestran que después de la desproteínización de la dentina condicionada, no se forma la capa híbrida porque el colágeno es afectado pero existe adhesión gracias a la formación de tags de resina más largos, y tags laterales de resina que ejercen retención (García et al., 2003). En la presente tesis de investigación las muestras tratadas con hipoclorito de sodio al 2.5 % presentan una extensión de resina mayor que la observada en dientes tratados con suero fisiológico al 0.9 % Pioch et al. (1999) demuestran que el hipoclorito de sodio produce una mayor amplitud en los túbulos dentinarios. Dicha amplitud, produce interfases adhesivas con valores similares de unión a los obtenidos en el esmalte. Pioch et al. (1999) demuestran que al utilizar el hipoclorito de sodio como agente desproteínizante, se produce una forma de minimizar la sensibilidad de la técnica de hibridación sin que la efectividad adhesiva se vea comprometida, incluso Tay et al. (2005) demuestran que después del tratamiento con el hipoclorito de sodio, se produce una desproteínización que genera una superficie mineralizada naturalmente hidrofílica semejante al esmalte dentario, con mejores características para la adhesión. Patri et al., (1999) demuestran que partículas de carga infiltran los tags y las porosidades existentes de la dentina intertubular aumentando la adhesión.

Phrukkanon et al. (2000) realizaron una investigación en la cual evaluaron la influencia del hipoclorito de sodio al 12.5 % sobre la resistencia a la tracción de los sistemas adhesivos Single Bond (3M Dental Productos SB) Y One Coat Bond (coltene-OC). Ellos concluyeron que la aplicación del hipoclorito de sodio por 1 minuto propició un incremento en la fuerza de unión.

Phrukkanon et al. (2000) añaden que el proceso adhesivo depende en bajo grado de las fibras colágenas, incluso depende también de la rugosidad superficial, también de la penetración del sistema adhesivo en la dentina tratada, además de la proyección de los cristales de hidroxiapatita en la matriz colágena y de una posible interacción física en la interfase dentina-resina, lo cual concuerda con los resultados del presente estudio ya que existe una adhesión física micro mecánica.

De acuerdo con Patri et al. (1999), el hipoclorito de sodio además de remover las fibras colágenas expuestas en la dentina condicionada, también torna solubles las fibras existentes en la matriz mineralizada subyacente, creando porosidades submicrométricas en la fase mineral. La acción de los agentes adhesivos sobre esas superficies produce la formación de una capa híbrida reversa favorable para la adhesión dentinaria.

Barbieri et al. (2004) evalúan la influencia del hipoclorito de sodio usándolo como gel, ellos analizan dientes de bovino y los dividen en 6 grupos. Para grabado ácido en tres grupos se usó ácido fosfórico al 37 % y en tres se usó hipoclorito de sodio al 10 %; luego se evalúa la fuerza de unión de 3 sistemas adhesivos sobre la dentina Single Bond, Prime and Bond y Gluma One Bond. La hipótesis nula, consiste en que el tratamiento de la dentina con el gel de hipoclorito de sodio compromete la unión dentinaria. Los resultados señalan que al tratar los dientes con hipoclorito de sodio y con ácido fosfórico no existe diferencia significativa en el proceso adhesivo de los materiales Single Bond y Prime and Bond, incluso el uso del hipoclorito de sodio para el material de Gluma One Bond, basado en acetona (en 4 META) aumenta los valores de fuerza adhesiva.

Comparando la presente tesis de investigación con otras al respecto se deduce que la técnica de unión es extremadamente sensible ya que factores como la composición de los sistemas adhesivos, la profundidad de la dentina (dentina superficial o profunda), la humectabilidad de la superficie dentaria (húmeda-seca) incluso el monómero hidrofílico 4META son determinantes que pueden influir en la adhesión.

No hay que desconocer que la utilización de adhesivos basados en acetona ha demostrado desempeño superior en superficies dentinarias desprovistas de colágeno. Según Inai et al., (1998), los adhesivos basados en acetona, posibilitan una mayor penetrabilidad en la superficie dentinaria desproteinizada, lo que promueve consecuentemente una fuerza mayor.

La gran difusibilidad de la acetona, así como su elevada capacidad de retirar el agua puede producir una mejora en el contacto del monómero con la estructura dentinaria intratubular. Además la remoción del colágeno puede optimizar el contacto entre el adhesivo y los cristales de hidroxiapatita a través del aumento de permeabilidad de la dentina (Inai et al., 1998).

Reis et al. (2003) realizan un estudio, donde evalúan un sistema adhesivo de una botella. Reis A y col, investigan la adhesión de dicho sistema a dentina superficial y a dentina profunda. Reis et al. (2003) trabajan con hipoclorito de sodio al 10 % como irrigante. Los resultados obtenidos señalan que la adhesión es significativamente menor en dentina profunda. Se deduce que la falla adhesiva se produce probablemente porque existe una menor cantidad de dentina intertubular en ese sustrato.

En esta tesis de investigación se señala una capa híbrida bastante irregular que no puede ser la responsable de la adhesión dentinaria. El adhesivo, se desliza por los túbulos dentinarios, lo que no da lugar a la formación de tags de resina.

Además se aprecia una franja blanca en los dientes que son irrigados con hipoclorito de sodio al 2.5 %. Yamauti et al., (2003) realizan un estudio en sistemas de grabado total y autograbado y como resultados descubren que las fuerzas de unión de los 2 sistemas adhesivos decrecen significativamente después del almacenamiento en hipoclorito de sodio al 10 %. También se puede deducir que en general el efecto desmineralizante de un sistema primer de autograbado en la matriz de dentina, es más débil que el del ácido fosfórico utilizado para los sistemas de grabado total.

Ari y Yasar (2003) buscan evaluar el efecto del tratamiento con hipoclorito de sodio en la unión de 4 diferentes cementos basados en resina (C and Metabond, Panavia F, Variolink II, Rely-X). El objetivo de este estudio es proveer una colocación de postes precisa, simplificando los procedimientos clínicos. Se usó una prueba de unión de micro-resistencia.

Los resultados señalan que el hipoclorito de sodio al 5 % por 5 minutos reduce las fuerzas de unión de todos los cementos de resina en un 18 % (excepto el C and Metabond que también lo redujo).

El C and Metabond presentó los valores más altos en la adhesión. En dicho estudio Morris et al. (2001) reportan que después del tratamiento con hipoclorito de sodio, durante 15 a 20 minutos, la fuerza de unión disminuye un 67 %.

Perdigao et al. (2000) realizan un estudio de laboratorio con el objetivo de verificar el grado de interferencia del NaOCl al 10 % sobre la adhesión dentaria. Perdigao et al., (2000) utilizan dientes de bovinos y humanos. Los resultados de los test de resistencia adhesiva al desalojamiento tanto para el Single Bond 8 3M/ESPE como para el PRIME and Bond Nt (Dentsply Caulk) revelan una disminución en la fuerza adhesiva a medida que se colocó el hipoclorito de sodio.

En la presente tesis de investigación se observa claramente que los dientes irrigados con hipoclorito de sodio al 2.5 % presentan una mayor extensión de resina y que dicha adhesión se ve afectada.

Perdigao et al. (2000) afirman que la disminución de la adhesividad puede ser consecuencia de la disolución parcial del colágeno intertubular, desestabilización de la molécula de colágeno, contracción volumétrica de la dentina tratada con hipoclorito de sodio y/ o alteraciones en la cristalización de la apatita dentinaria frente al tratamiento desproteinizante.

El oxígeno emitido por el hipoclorito de sodio es otro factor que puede justificar los bajos valores adhesivos ya que puede inhibir la polimerización adhesiva y por lo tanto comprometer la ejecución mecánica de las interfaces de unión obtenidas (Perdigao et al., 2000).

De esta forma se deduce que los resultados de resistencia adhesiva después del empleo del hipoclorito de sodio dependen también de la especificidad que tiene cada sistema adhesivo al efecto oxidante del hipoclorito de sodio.

La reducción de la resistencia adhesiva puede estar asociada con cambios en las propiedades físicas y químicas de la dentina después de la aplicación del hipoclorito de sodio (Perdigao et al., 2000).

Tanaka y Nakai (1993) analizan la capacidad oxidativa que produce el hipoclorito de sodio en la dentina y concluyen que puede ser revertida a través de la aplicación de soluciones reductoras como el ascorbato de sodio tornando ese sustrato viable para la adhesión.

Osorio et al. (2001) estudian el grado de compromiso de la unión en superficies dentarias oxidadas con la acción del hipoclorito de sodio. En su investigación ellos analiza los sistemas adhesivos Bond (3M ESPE) Y Excite (vivadent). Este estudio se realiza a partir de test de resistencia de unión

a micro tracción, Osorio et al. (2001) varían la forma de tratamiento dentario (remoción o no de las fibras colágenas con hipoclorito de sodio al 10 % por 1 minuto). Como resultado se observa que el Single Bond, presentó respuestas negativas después de la remoción de fibras colágenas. Se concluye además, que los radicales libres residuales del hipoclorito de sodio en la dentina se relacionaron con los radicales libres del vinyl generados durante la foto-activación del adhesivo. Debido a esto se produce una polimerización incompleta existiendo un término prematuro de la cadena polimérica.

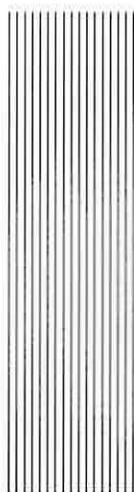


## 7 SUGERENCIAS

Analizados los resultados de éste estudio, se pueden hacer las siguientes sugerencias sobre el tema

- Se sugiere realizar estudios donde se logre obtener una mejor unión entre el sistema adhesivo y superficies dentarias desprovistas de colágeno ya que la remoción del colágeno promueve una exposición de radicales, grupos hidroxilo, carbonato y fosfato, lo que puede representar un tratamiento pre-emisor para sistemas adhesivos que dependan de esos grupos para adherir químicamente a la dentina
- Se sugiere realizar estudios con una muestra más grande donde se puedan apreciar resultados más exactos.
- Analizar la acción del hipoclorito de sodio en dientes de pacientes jóvenes, comparado con pacientes mayores, ya que el estado de la dentina radicular es diferente.
- Detectar la acción del hipoclorito de sodio en dientes que han sido afectados por caries y compararlos con dientes sanos.
- Comparar la acción del hipoclorito de sodio en diferentes concentraciones, sobre la adhesión del resilon en los diferentes tercios de la dentina radicular.





## Bibliografía

- Alvarez, R. y E. Nogueira, (2003) *Estética Odontológica. Nueva generación*. São Paulo, Artes Médicas Latinoamérica.
- Ari, H. y E. Yasar, (2003) "Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin" en *Journal Endodontic*. Año 29, número 4, Abril 2003, pp. 248-251.
- Barbieri, A.; Mariote, C.; Boni, G. y L. Freire, (2004) "Effect of sodium hypochlorite gel on shear bond strength of one-bottle adhesive system" en *Brazilian Journal of Oral Sciences*. Año 3, número 9, Abril/Junio 2004, pp. 465-469.
- Barrancos, M. y J. Barrancos, (1999) *Operatoria dental*. Tercera edición, Buenos Aires, Panamericana.
- Basrani, B., (1999) *Endodoncia integrada*. Caracas, Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica.
- Beer, R.; Baumann, M. y K. Syngcuk, (1998) *Atlas de endodoncia*. Barcelona, Masson.
- Blunck, U., (2002) *Adhesives: Principles and state of art*. En: *The silent revolution in dentistry*. Undécima edición. Illinois, Quintessence Publishing.
- Buck, R.; Eleazer, P.; Staat, R. y J. Scheetz, (2001) "Effectiveness of three endodontic irrigants at various tubular depths in human dentin" en *Journal Endodontic*. Año 27, número 3, Marzo 2001, pp. 206-208.

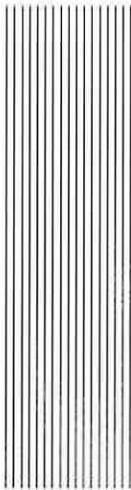
- Carvalho, R.; Yoshiyama, M.; Pashley, E. y D. Pashley, (1996) "Dimensional changes of demineralized human dentine during preparation for scanning electron microscopy" en *Archives of Oral Biology*. Año 41, número 4, Abril 1996, pp. 369-377.
- Choi, K.; Condon, J. y J. Ferracane, (2000) "The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite" en *Journal of Dental Research*. Año 79, número 3, Marzo 2000, pp. 812-817.
- Cohen, S. y R. Burns, (2002) *Vías de la pulpa*. Octava edición, Madrid, Elsevier.
- Galvan, D.; Ciarlone, A.; Pashley, D.; Kulild, J.; Primack, P. y M. Simpson, (1994) "Effect of smear layer removal on the diffusion permeability of human roots" en *Journal of Endodontics*. Año 20, número 2, Febrero 1994, pp. 83-86.
- Gambarini, G. y M. De Luca, (1998) "Chemical stability of heated sodium hypochlorite endodontic irrigants" en *Journal of Endodontics*. Año 24, número 6, Junio 1998, pp. 432-434.
- García, S.; Bravo, L.; Lombardero, P.; Liñares, J.; González, J. y S. Ahn, (2003) "In vitro study of endodontic post cementation protocols that use resin cements" en *Journal of Prosthetic Dentistry*. Año 89, número 2, Febrero 2003, pp. 146-153.
- Gesi, A.; Raffaelli, O.; Goracci, C.; Pashley, D.; Tay, F. y M. Ferrari, (2005) "Interfacial strength of Resilon and gutta-percha to intraradicular dentin" en *Journal of Endodontics*. Año 31, número 11, Noviembre 2005, pp. 808-813.
- Gómez, M. y A. Campos, (1999) *Histología y embriología bucodental*. Segunda edición, Buenos Aires, Médica Panamericana Técnica y fundamentos.
- Gomes, B.; Berber, B.; Teixeira, F.; Ferraz, C.; Souza-Filho, F. y M. Vianna, (2001) "In vitro antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and clorhexidine gluconate in the elimination of *Enterococcus faecalis*" en *International Endodontic Journal*. Año 34, número 6, Septiembre 2001, pp. 424-428.
- Henostroza, G., (2003) *Adhesión en Odontología Restauradora*. Volumen 2, Curitiba, MAIO.
- Hülsmann, M., (1998) "Irrigación del conducto radicular: objetivos, soluciones y técnicas" en *International Endodontic Journal*. Año 4, Junio 1998, número 1, pp. 15-29.
- Hülsmann, M.; Heckendorff, M. y A. Lennon, (2003) "Chelating agents in root canal treatment: mode of action and indications for their use" en *International Endodontic Journal*. Año 36, número 12, Septiembre 2003, pp. 810-830.

- Inai, N.; Kanemura, N.; Tagami, J.; Watanabe, L.; Marshall, S. y G. Marshall, (1998) "Adhesion between collagen depleted dentin and dentin adhesives" en *American Journal of Dentistry*. Año 11, número 3, Marzo 1998, pp. 123-127.
- Isci, S.; Yoldas O. y A. Dumani, (2006) "Effects of sodium hypochlorite and chlorhexidine solutions on resilon cones: An atomic force microscopy study" en *Journal of Endodontics*. Año 32, número 2, Octubre 2006, pp. 967-969.
- Love, R. y C. Haumman, (2003) "Biocompatibility of dental materials used in contemporary endodontic therapy: a review. Part 1. Intracanal drugs and substances" en *International Endodontic Journal*. Año 36, número 2, Febrero 2003, pp. 75-78.
- Morris, M.; Lee, K.; Agee, K.; Bouillaguet, S. y D. Pashley, (2001) "Effects of sodium hypochlorite and RC prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces" en *Journal of Endodontics*. Año 27, número 12, Diciembre 2001, pp. 752-757.
- Oncag, O.; Hosgor, M.; Hilmioglu, S. y O. Zekioglu, (2003) "Comparison of antibacterial and toxic effects of various root canal irrigants" en *International Endodontic Journal*. Año 36, número 6, Febrero 2003, pp. 423-432.
- Osorio, R.; Ceballos, L.; Tay, F.; Cabreziro-Vilchez, M. y M. Toledano, (2001) "Effect of sodium hypochlorite on dentin bonding with a polyalkenoic and acid-containing adhesive system" en *Journal of Biomedical Materials Research*. Año 60, número 2, Mayo/Septiembre 2001, pp. 316-324.
- Prati, C.; Chersoni, S. y D. Pashley, (1999) "Effect of removal of surface collagen fibril on resin-dentin bonding" en *Dental Materials*. Año 15, número 4, Septiembre 1999, pp. 323-331.
- Pecora, J.; Brugnera, A.; Cussioli, A.; Zanin, F. y R. Silva, (2000) "Evaluation of dentin root canal permeability after instrumentation and Er: YAG laser application" en *Lasers in Surgery and Medicine*. Año 26, número 3, Marzo 2000, pp. 277-287.
- Perdigao, J. y M. López, (1999) "Dentin bonding. Question for the new millennium" en *Journal of Adhesive Dentistry*. Año 1, número 3, Marzo 1999, pp. 191-209.
- Perdigao, J.; Lopes, M.; Geraldeli, S.; Lopes, G. y F. García-Godoy, (2000) "Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding" en *Dental Materials*. Año 16, número 5, Septiembre 2000, pp. 311-323.
- Perdigao, J.; John, R.; Mark, S.; Wolf, T. y J. Richard, (2007) "New developments in dental adhesión" en *Dental Clinics of North America*. Año 51, número 2, Abril 2007, pp. 333-357.

- Phrukkanon, S.; Burrow, M. y P. Martley, (2000) "The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths" en *Dental Materials*. Año 16, número 4, Julio 2000, pp. 255-265.
- Pioch, T.; Kobaslija, S.; Schagen, B. y H. Götz, (1999) "Interfacial micro-morphology and tensile bond strength of dentin systems after NaOCl treatment" en *Journal of Adhesive Dentistry*. Año 1, número 2, Verano 1999, pp. 135-142.
- Reis, A.; Carrilho, M.; Loguercio, A. y L. Rodrigues, (2003) "Effect of sodium hypochlorite on the bond strength of an adhesive system to superficial and deep dentin" en *Journal of Applied Oral Science*. Año 11, número 3, Julio 2003, pp. 223-228.
- Sano, H.; Ciucchi, B.; Matthews, WG. y D. Pashley, (1994) "Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin" en *Journal of Dental Research*. Año 73, número 6, pp. 1205-1211.
- Sen, B.; Wesselink, P. y M. Turkun, (1995) "The smear layer: a phenomenon in root canal therapy" en *International Endodontic Journal*. Año 28, número 3, Mayo 1995, pp. 141-148.
- Sen, B.; Akdeniz, B. y A. Denizci, (2000) "The effect of ethylenediamine-tetraacetic acid on *Candida albicans*" en *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. Año 90, número 5, Noviembre 2000, pp. 651-655.
- Shahravan, A.; Haghdoost, A.; Adl, A.; Rahimi, H. y F. Shadifar, (2007) "Effect of smear layer on sealing ability of canal obturation: a systematic review an meta-analysis" en *Journal of Endodontics*. Año 33, número 2, Febrero 2007, pp. 96-105.
- Shipper, G.; Ørstavik, D.; Batista, T. y M. Trope, (2004) "An evaluation of microbial leakage in roots filled with a thermoplastic synthetic polymer-based root canal filling material (Resilon)" en *Journal of Endodontics*. Año 30, número 5, Mayo 2004, pp. 342-347.
- Shipper, G.; Teixeira, F.; Arnold, R. y M. Trope, (2005) "Periapical inflammation after coronal microbial inoculation of dogs roots filled with gutta-percha or Resilon" en *Journal of Endodontics*. Año 31, número 2, Febrero 2005, pp. 91-96.
- Siqueira, J.; Rocas, I.; Lima, K. y A. Favieri, (2000) "Chemomechanical reduction of the bacterial population in the root canal after instrumentation and irrigation with 1%, 2.5% and 5.25% sodium hypochlorite" en *Journal of Endodontics*. Año 26, número 6, Junio 2000, pp. 331-334.
-

- Siqueira, J.; Rocas, I.; Lima, K.; Magalhaes, F. y M. Uzeda, (2002). "Efficacy of instrumentation techniques and irrigation regimens in reducing the bacterial population within root canals" en *Journal of Endodontics*. Año 28, número 3, Marzo 2002, pp. 181-184.
- Tanaka, J. y H. Nakai, (1993) "Application of root canal cleaning agents having dissolving abilities of collagen to the surface treatment fir enhanced bonding of resin to dentin" en *Dental Materials Journal*. Año 12, número 2, pp. 196-208.
- Tasman, F.; Grandini, S.; Balleri, P. y M. Ferrari, (2002) "Evaluation of Glyde File Prep in combination with sodium hypochlorite as a root canal irrigant" en *Journal of Endodontics*. Año 28, número 4, Abril 2002, pp. 300-305.
- Tay, F.; Loushine, R.; Kimbrough, W.; Pashley, D.; Mak, Y.; Lai, C.; Raina, R.; William, J. y R. Weller, (2005) "Ultrastructural evaluation of the apical seal in roots filled with a polycaprolactone-based root canal filling material" en *Journal of Endodontics*. Año 31, número 7, Julio 2005, pp. 514-519.
- Taylor, J.; Jeansonne, B. y R. Lemon, (1997) "Coronal leakage: Effects of the smear layer, obturation technique, and sealer" en *Journal of Endodontics*. Año 23, número 8, Agosto 1997, pp. 508-512.
- Torabinejad, M.; Handysides, R. y L. Bakland, (2002) "Clinical implications of the smear layer in endodontics: a review" en *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. Año 94, número 6, Diciembre 2002, pp. 658-666.
- Touati, B.; Miara, P. y D. Nathanson, (2000) *Odontología estética y restauraciones cerámicas*. Barcelona, Masson.
- Van Meerbeek, B.; Perdigao, J. y G. Vanherle, (2002) *Fundamentals of operative dentistry. A contemporary approach*. Segunda edición, Chicago, Quintessence Publishing.
- Vargas, M.; Cobb, D. y S. Armstrong, (1997) "Resin dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer oper dent" en *Operative Dentistry*. Año 22, número 4, Agosto 1997, pp. 159-166.
- Walton, R. y M. Torabinejad, (2002) *Principles and practice of endodontics*. Tercera edición, Filadelfia, Saunders.
- Yamashita, J.; Tanomaru, M.; Leonardo, M.; Rossi, M. y L. Silva, (2003) "Scanning electrón microscopic study of the cleaning ability of clorhexidine as a root-canal irrigant" en *International Endodontic Journal*. Año 36, número 6, Junio 2003, pp. 391-394.

- Yamauti, M.; Hashimoto, H.; Sano, H.; Ohno, H.; Carvalho, R.; Kaga, M.; Tagami, J.; Kubota, M. y H. Oguchi, (2003) "Degradation of resin-dentin bonds using NaOCl storage" en *Dental Materials*. Año 19, número 5, Julio 2003, pp. 399-405.
- Zehnder, M.; Kosicki, D.; Luder, H. y B. Sener, (2002) "Tissue-dissolving capacity and antibacterial effect of buffered and unbuffered hypochlorite solutions" en *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. Año 94, número 6, Diciembre 2002, pp. 756-762.



## RESUMEN

El objetivo de este estudio fue analizar la influencia del hipoclorito de sodio sobre el proceso adhesivo en el tercio medio de la dentina radicular.

- Se recolectaron 20 dientes extraídos por indicación ortodóntica, los cuales fueron almacenados en frascos de vidrio durante 6 meses.
- Los especímenes fueron cortados transversalmente y a nivel coronal, con una fresa de diamante a alta velocidad.
- Después de la extirpación pulpar, a los dientes se les realizó la preparación crown down y la preparación biomecánica utilizando la técnica de fuerzas balanceadas y utilizando como irrigantes, agua destilada, EDTA-agua destilada.
- Los conductos se secaron con conos de papel y se almacenaron nuevamente en frascos de vidrio.
- Después del almacenamiento, los dientes se desgastaron en una recordadora (Figura 4.4) a nivel de la longitud radicular y con el objetivo de obtener un conducto amplio.
- Dichos dientes se dividieron en 2 grupos.

- a) Se sumergió en el sistema vibrador sterilin durante 5 minutos (el irrigante que se utiliza para sumergir los dientes es hipoclorito de sodio al 2.5 %).
  - b) Se irrigó con suero y fue utilizado como grupo control.
- Después de irrigar los dientes con agua destilada, se secaron con conos de papel y se les aplicó la resina (resilon- Real Seal), según las instrucciones del fabricante.
  - La resina polimerizó en el horno (Figura 4.7) a 37 grados centígrados y después analizada en el microscopio, los resultados indicaron que el hipoclorito de sodio al 2.5 % afectó el proceso adhesivo a nivel del tercio medio radicular, ya que se presentó una franja blanca no existente en los dientes irrigados con suero. Pero el proceso adhesivo fue llevado a cabo e incluso en dientes irrigados con hipoclorito de sodio al 2.5 % se observa una mayor extensión de la resina en comparación con los dientes irrigados con suero.