



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

---

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**Comparación de la radiopacidad de cuatro  
cementos selladores, según la norma número  
57 de la ANSI/ADA para materiales de  
obturación endodóntica**

**T E S I N A**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:**

**CIRUJANA DENTISTA**

**P R E S E N T A:**

**LORENA BEATRIZ VELASCO HERNÁNDEZ**

**DIRECTORA: C.D. BRENDA IVONNE BARRÓN MARTÍNEZ**

**ASESORES: MTRO. RICARDO ALBERTO MUZQUIZ Y LIMÓN**

**C.D. MARINO CRISPÍN AQUINO IGNACIO**

**MÉXICO, D.F.**

**2005**

*A DIOS POR QUE A PESAR DE NO SIEMPRE ESTAR CERCA DE ÉL  
ÉL SIEMPRE ESTA A UN LADO DE MÍ.*

*MAMI, NO TENGO UNA FORMA DE AGRADECER TODA LA LUCHA,  
LOS SACRIFICIOS, TU VIDA COMPLETA QUE HAS DEDICADO A MI,  
SOLO DESEO QUE SEPAS QUE ESTE PEQUEÑO LOGRO MIO ES UN  
ESFUERZO INSPIRADO EN TI, ES TUYO.*

*A MIS ABUELITOS QUE SON LOS GRANDES PILARES DE MI VIDA,  
YA QUE ESTO ES UNA PEQUEÑA COSECHA DE TODO LO QUE  
USTEDES CON TANTO AMOR SEMBRARON EN MI.*

*A MI FAMILIA GRACIAS, POR APOYARME, CUIDARME Y ESTAR  
SIEMPRE CONMIGO.*

*A LAS FAMILIAS HERNÁNDEZ HERNÁNDEZ*

*OLGUÍN HERNÁNDEZ*

*ESCOBAR HERNÁNDEZ*

*MADRIGAL HERNÁNDEZ*

*YAÑEZ HERNÁNDEZ*

*HERNÁNDEZ GUTIERREZ*

*A LOS DOCTORES Y COMPAÑEROS DE SEMINARIO, GRACIAS POR  
AYUDARME A REALIZAR UNO DE LOS SUEÑOS DE MI VIDA, EN  
ESPECIAL AL MTRO. MUZQUIZ GRACIAS POR ENSEÑARME A VER  
MÁS ALLA DE MIS LÍMITES.*

*A LA C.D BRENDA BARRÓN MARTÍNEZ, GRACIAS POR GUIARME  
Y ESTAR A MI LADO EN LA CAPITALIZACIÓN DE ESTE SUEÑO.*

*A LA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO, POR  
DARME LA OPORTUNIDAD DE SER PARTE DE SU VIDA  
UNIVERSITARIA.*

*PROMETO HONRAR Y NUNCA AVERGONZAR  
LA CASA QUE ME VIO NACER PROFESIONAL Y PERSONALMENTE.*

*POR MI RAZA HABLARA EL ESPÍRITU.*

*CIUDAD UNIVERSITARIA, MAYO 2005.*



<b>ÍNDICE</b>	<b>PÁGINA</b>
<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>I</b>
<b>CAPÍTULO 1</b>	
<b>ANTECEDENTES HISTÓRICOS</b>	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO 2</b>	
<b>ANSI/ADA</b>	<b>4</b>
2.1 LA NORMA NÚMERO 57 DE LA ANSI/ADA PARA MATERIALES DE OBTURACIÓN ENDODÓNTICA	8
<b>CAPÍTULO 3</b>	
<b>LOS MATERIALES DE OBTURACIÓN EN ENDODONCIA</b>	<b>9</b>
3.1 PRINCIPIOS ENDODONTICOS	9
3.2 MATERIALES DE OBTURACIÓN ENDODÓNTICA	11
3.2.1 REQUISITOS DE LOS MATERIALES DE OBTURACIÓN ENDODÓNTICA	11
3.2.1.1RADIOPACIDAD	13
3.3 CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES DE OBTURACIÓN ENDODÓNTICA	16
3.3.1 CEMENTOS SELLADORES	17
3.3.1.1 SELLADORES A BASE DE ÓXIDO DE ZINC Y EUGENOL	20
3.3.2. SELLADORES A BASE DE HIDRÓXIDO DE CALCIO	25
3.3.3 SELLADORES A BASE DE IONÓMERO DE VIDRIO	28
3.3.4 SELLADORES A BASE DE RESINAS	32

**CAPÍTULO 4**

<b>PRINCIPIOS RADIOGRÁFICOS</b>	<b>36</b>
4.1 LA PELÍCULA RADIOGRÁFICA DENTAL	39
4.2 PROCESO DE LABORATORIO	41
4.2.1 REVELADO	42
4.2.2 DETENCIÓN	45
4.2.3 FIJADO	45
4.2.4 LAVADO	47
4.2.5 SECADO	48
4.3 INTERPRETACIÓN RADIOGRÁFICA	49
4.3.1 DENSIDAD RADIOGRÁFICA	49
4.4 RADIOANATOMÍA DENTAL	55
4.4.1 INTERPRETACIÓN DE RADIOGRAFÍA DENTOALVEOLAR	58

**CAPÍTULO 5****MATERIALES Y MÉTODOS**

5.1 MATERIALES Y MÉTODOS	60
5.2 RESULTADOS	69
5.3 DISCUSIÓN	74
5.4 CONCLUSIONES	76
ANEXOS	
GLOSARIO	78
BIBLIOGRAFÍA	80



## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla Número	Capítulo	Página
Tabla 1 Normas existentes de la ADA	2	7
Tabla 2 estados de los materiales de obturación	3	16
Tabla 3 tipos de cementos selladores	3	19
Tabla 4 composición del cemento sellador a base de ZOE	3	20
Tabla 5 componentes del cemento de Grossman	3	21
Tabla 6 componentes del cemento de Rickert	3	21
Tabla 7 elementos y peso atómico del C.S de Rickert	3	22
Tabla 8 componentes de los cementos selladores a base de óxido de zinc y eugenol	3	22
Tabla 9 componentes del SEALAPEX	3	25
Tabla 10 componentes del CRSC	3	26
Tabla 11 componentes del C.S Ketac-Endo	3	30
Tabla 12 nombre y componentes del C.S AH26	3	32
Tabla 13 elementos y peso atómico del AH26	3	32
Tabla 14 clasificación de la película radiográfica	4	40
Tabla 15 fórmula del revelador	4	42
Tabla 16 fórmula de la solución interruptora	4	45
Tabla 17 fórmula del fijador	4	45
Tabla 18 tejidos del diente y densidades	4	55
Tabla 19 componentes del esmalte peso atómico y caract.	4	56
Tabla 20 componentes de la dentina peso atómico y caract.	4	57



## ÍNDICE DE FOTOGRAFÍAS

<b>Número Fotografías</b>	<b>Capítulo</b>	<b>Página</b>
Fotografía 1 Roentgen en laboratorio	1	1
Fotografía 2 laboratorio de Roentgen	1	3
Fotografía 3 defectos de obturación	3	10
Fotografía 4 diente perfectamente obturado	3	10
Fotografía 5 radiografía lateral de cráneo	4	49
Fotografía 6 radiografía de mano	4	49
Fotografía 7 radiografía dentoalveolar de molares inferiores	4	51
Fotografía 8 radiografía dentoalveolar, mostrando la radiopacidad	4	52
Fotografía 9 radiografía dentoalveolar señalando la radiotransparencia	4	52
Fotografía 10 radiografía dentoalveolar señalando los tejidos duros	4	55
Fotografía 11 secuencia del control radiológico básico en endodoncia	4	59
Fotografía 12 manipulación de cemento sellador SILCO	5	62
Fotografía 13 manipulación del cemento sellador SILCO	5	62
Fotografía 14 presentación comercial del APEXIT	5	63
Fotografía 15 proporción para manipulación del APEXIT	5	63
Fotografía 16 manipulación del cemento sellador APEXIT	5	63
Fotografía 17 manipulación del cemento sellador KETAC-ENDO	5	64
Fotografía 18 manipulación del KETAC-ENDO	5	64
Fotografía 19 presentación comercial del AH PLUS	5	65
Fotografía 20 material para manipulación del AH PLUS	5	65
Fotografía 21 hacedores y compresor con el cemento sellador	5	65
Fotografía 22 imagen fotográfica del horno y control de temperatura	5	65
Fotografía 23 interior del horno	5	66
Fotografía 24 muestra de ionómero de vidrio	5	66
Fotografía 25 toma de radiografías	5	67
Fotografía 26 gradilla de aluminio vista de diferentes ángulos y Rx.	5	67
Fotografía 27 imagen fotográfica del horno interna y externamente	5	68
Fotografía 28 imagen radiográfica de la muestra SILCO con gradilla	5	69
Fotografía 29 imagen radiográfica de la muestra APEXIT con gradilla	5	69
Fotografía 30 imagen radiográfica de la muestra KETAC-ENDO con gradilla	5	70
Fotografía 31 imagen radiográfica de la muestra AH PLUS con gradilla	5	70



## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Número Figura</b>	<b>Capítulo</b>	<b>Página</b>
Figura 1 fórmula del AH26	3	33
Figura 2 proceso del laboratorio radiográfico	4	41
Figura 3 átomo	4	50

## ÍNDICE DE GRÁFICAS

<b>Número Figura</b>	<b>Capítulo</b>	<b>Página</b>
Gráfica 1 resultados de las pruebas	5	71



## **INTRODUCCIÓN**

---

Esta investigación se realizó con la finalidad de dar a conocer a la comunidad odontológica, la importancia del control de calidad en el estudio de los biomateriales endodónticos, ya que con el cumplimiento de las normas el profesional, tendrá la seguridad de que el material que esta usando le dará los resultados óptimos. En esta investigación pretendo demostrar cual es el cemento sellador de conductos radiculares que cumple con el punto 3.4 de la norma 57 de la ANSI/ADA para materiales de obturación endodóntica, el cual habla de la radiopacidad requerida de tales materiales, entendiendo que una imagen radiopaca, se refiere a la parte de la radiografía procesada que se ve blanca o clara, las estructuras radiopacas son densas y absorben o impiden el paso del haz del Rayo Roentgen (Rayos X), por lo tanto restringe o limita la cantidad de Rayos Roentgen que llegan a la película, si los Rayos Roentgen no alcanzan la película, no se exponen los cristales de plata en la emulsión y no hay depósitos de plata metálica negra. En la radiografía se ven blancas o radiopacas las áreas con cristales no expuestos, que se eliminan durante el procesamiento y sin ningún depósito de plata metálica ennegrecida.

Así que la radiopacidad de un cemento sellador de conductos radiculares, es fundamental para poder determinar radiográficamente que se haya logrado un sellado hermético, correcto y tridimensional de los conductos radiculares; así como sus defectos ya sean de sobreextensión o de subobturación.

La radiopacidad, debe ser superior a los tejidos dentarios, pero no debe ser mayor ya que puede ocultar los defectos de la obturación.

También por medio de la radiopacidad se podría identificar el tipo de cemento sellador que se utilizó para la obturación en el tratamiento de conductos.



### ANTECEDENTES HISTÓRICOS

La odontología principalmente la Endodoncia tuvieron un importante cambio desde el descubrimiento de los Rayos Roentgen (Rayos X), por ello citaremos los acontecimientos más importantes que se han logrado para el avance de ambas especialidades odontológicas.

El 8 de noviembre de 1895, de la mano de Wilhelm Conrad Roentgen, (1845-1923) fueron descubiertos los *Rayos Roentgen (Rayos X)* cuando él se encontraba experimentando con los rayos catódicos y observó accidentalmente la fluorescencia de cristales de platinocianuro de bario que se encontraban a alguna distancia de su tubo de Crookes - Hittorf activado. Roentgen comprendió inmediatamente la importancia de su observación y la investigó a fondo. Encontrando que este fenómeno era debido a un rayo desconocido. Así, Roentgen denominó a este descubrimiento como rayos x, la "x" se refería a la naturaleza y propiedades desconocidas de estos rayos. Ya que el símbolo "x", se refiere en matemáticas a lo desconocido.<sup>1</sup>



Fotografía.1 Roentgen en su laboratorio

Posteriormente publicó un total de tres documentos científicos (diciembre de 1895, marzo de 1896 y mayo de 1897) que detallaban el descubrimiento, las propiedades y características de los Rayos X.



Fué condecorado innumerables veces dentro de las que destacan, en 1896 con la medalla Rumford y en 1901 con el primer premio Nobel de Física.

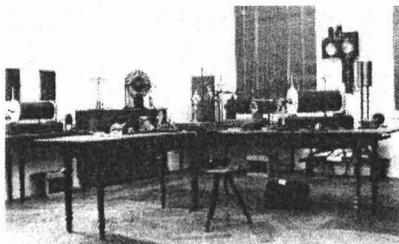
En Lennep, su tierra natal se construyó un museo en homenaje a él, el cuál lleva su nombre. Después de la publicación de los documentos de Roentegen, los científicos de todo el mundo reprodujeron su descubrimiento y lo enriquecieron.

Así que podemos concluir que el descubrimiento del 8 de noviembre de 1895 fué, " un descubrimiento monumental que revolucionó las capacidades diagnósticas de las profesiones médica y dental, y como resultado cambió para siempre la práctica de la medicina y odontología."<sup>2</sup>

El 22 de noviembre de 1895 el Dr. Walkhoff de Braunschweig, Alemania, con una exposición de 25 minutos en su propia boca, donde adaptara una película fotográfica, hizo la primera radiografía odontológica de la historia. En abril de 1896 el Dr. W. J. Morton de Nueva York hizo la primera radiografía dentaria en Estados Unidos. Utilizando la película radiográfica en rollo: Eastman nc roll film envuelto en papel negro.

En septiembre del mismo año, el inglés Frank Harrison, publicó en el periódico de la British Dental Association un artículo acerca de cómo obtener radiografías dentarias.

En el año de 1904 el odontólogo Weston Price introdujo la técnica de bisectriz, y el Dr. Howard Raper redefinió la técnica original, y además él presentó la técnica de aleta mordible en el año de 1925, Raper también escribió el primer libro de Radiología Dental.<sup>3</sup>



Fotografía 2 Laboratorio de Roentgen.

El descubrimiento de los rayos X condujo, de manera directa o indirecta, a otras investigaciones sensacionales tales como las relacionadas con la radioactividad natural y artificial, con el descubrimiento del polonio y el radio por los esposos Curie, con la mecánica cuántica, con la clasificación periódica de los elementos y con la fusión nuclear entre otras.<sup>4</sup>

Ya en 1968 Grossman, nombro, que "la obturación del conducto radicular es una fase aceptada del tratamiento endodóntico, a pesar de que la reparación de una lesión periapical puede ocurrir en un conducto no obturado".<sup>5</sup>

En 1971, Bhaskar y Rappaport realizaron la preparación quirúrgica de los conductos radiculares en perros, dejándolos sin obturación endodóntica radiográfica e histológicamente, no comprobaron modificaciones de importancia en la zona periapical.

En el siglo XIX y principios del XX, sin radiografías ni conocimientos bacteriológicos todos los tratamientos eran un completo fracaso. Hasta que Rhein, adoptó rápidamente los Rayos Roentgen para emplearlos en Endodoncia para determinar la longitud del conducto radicular y su grado de obturación. Algunos profesionales de su época también lo adoptaron.

Algunos profesionistas que no deseaban ser criticados mejor optaban por ser extraccionistas, por fortuna los pioneros de la Endodoncia lograron demostrar que era posible salvar a los órganos dentarios, con principios biológicos correctos, de la mano del Dr. Louis Grossman.<sup>6</sup>



### ASOCIACIÓN DENTAL AMERICANA

A pesar de que el uso de los Materiales Dentales, se remonta a épocas anteriores a la Era Cristiana, hay pocos antecedentes históricos sobre su uso y manejo.

El avance en el conocimiento de los Materiales Dentales y su manejo comenzó en 1919, cuando el ejército de Estados Unidos solicitó al National Bureau Of Standards que fijara las especificaciones en la selección y clasificación de amalgamas dentales para uso del servicio federal. Esta investigación se hizo bajo la dirección de Wilmer Sounder, y en 1920 se publicó un informe excelente; de esta manera empezó el estudio real de los Materiales Dentales, evaluándolos comprobando que, en realidad cumplen la función para lo que se les esta requiriendo.

R.L.Coleman, W.L. Swanger y W.A. Poppe fueron los primeros investigadores, bajo la dirección del Dr. Sounder. Y por lo tanto, alentaron a la organización de los primeros cursos de Materiales Dentales en Estados Unidos y el mundo entero.<sup>5</sup>

Las especificaciones de la ADA, son en esencia normas que sirven para medir el valor particular de los Materiales Dentales. Señalan los requisitos que deben seguir los fabricantes, (propiedades físicas y químicas) que aseguren que el material es satisfactorio, si el profesional lo ocupa de manera adecuada.

El especialista cuenta con un medio de control de calidad para los productos con los que trabaja, es importante el control de calidad ya que fija los requerimientos de cada material, orienta al productor en cuanto a dichos requisitos, y permite al profesional la selección de materiales de buena calidad, a la luz de la norma, es decir materiales certificados.<sup>6</sup>

Una vez que se formulan las especificaciones de un material, cualquier fabricante puede certificar, con la autoridad del consejo, que su producto cumple con los requisitos.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN



Cuando el producto se somete a prueba y cumple las exigencias, se registra el nombre comercial y el del fabricante en *The Journal Of The American Dental Association*. Al fabricante se le permite mostrar en la etiqueta del producto que está certificado por la ADA con un sello de certificación.

El consejo tiene la responsabilidad, como patrocinador administrativo, de la formulación de normas en el comité, observando los procedimientos de la *American National Standards Institute (ANSI)*. El *Accredited Standards Committee MD* se ocupa de la nomenclatura, normas y especificaciones de todo material y accesorios dentales, con excepción de fármacos y películas de Rayos Roentgen (Rayos X). Otro comité del consejo se hace responsable de películas de Rayos X, mientras el *Council On Dental Therapeutics* de la ADA se ocupa de la evaluación de los fármacos. Existe un patrón común de estandarización para todos los materiales, los cuales son:

- Estas especificaciones incluyen un apartado sobre el ámbito de uso y la clasificación del material, que define la aplicación y naturaleza general de cada material.
- Cada especificación incluye información sobre otras especificaciones aplicables.
- Los requisitos para cada material tienen en cuenta factores como la uniformidad, el color o las características generales de trabajo, así como las limitaciones generales para los valores obtenidos en las pruebas.
- Los métodos de obtención de muestras, inspección y procedimientos de prueba incluyen detalles sobre la preparación de las muestras y sobre las pruebas físicas a realizar.
- Cada especificación incluye información sobre la preparación para la distribución, con instrucciones sobre el envasado, instrucciones de uso y la inclusión del número de lote y la fecha de fabricación.



- En cada especificación se incluyen notas que proporcionan información adicional sobre las posibles aplicaciones y referencias bibliográficas u otros aspectos especiales.<sup>7</sup>



Cada país cuenta con sus propias normas, pero a nivel internacional se cuenta con la Federación Dental Internacional F.D.I, y la I.S.O.<sup>8</sup>

Las normas existentes en la Sociedad Dental Americana son las siguientes:

<b>Norma A.D.A</b>	<b>Número</b>
Aleación de Ag para amalgama	1
Revestimiento para colados	2
Compuesto de modelar	3
Ceras para colados	4
Aleaciones de oro (colados)	5
Mercurio dental	6
Alambres de oro labrado	7
Cemento de fosfato de zinc	8
Cemento de silicato	9
Agar-Agar (hidrocoloides reversibles)	11
Polímeros para base de dentaduras	12
Resinas de autopolimerización	13
Aleaciones de cobalto-cromo	14
Dientes de resinas acrílicas	15
Pastas zinquenólicas	16
Resinas para rebase temporal de dentadura total	17
Alginatos (hidrocoloides irreversibles)	18
Elastómeros (no acuosos)	19
Material duplicador	20
Cementos de silico – fosfato	21
Películas radiográficas(intraoral)	22
Fresas	23
Ceras para base	24
Yesos dentales	25
Equipos de Rx	26
Resinas de restauración directa	27
Limas y ensanchadores endodoncia	28
Instrumental de mano	29
Material restaurador ZnO+Eugenol	30
Cronómetros de aparatos de Rx	31
Alambres de ortodoncia sin metales preciosos	32
Terminología y definiciones	33
Jeringas con aspiración	34
Evaluación biológica	41
Equipo de electrocirugía	44
Sillones	46
Unidades	47
Activador U.V. luces reveladoras de placa	48
Contenido de uranio en porcelana	52
<b><u>Materiales de obturación endodonticos</u></b>	57
Limas tipo H para endodoncia	58
Cementos de policarboxilato	61

Tabla nº 1. Normas existentes en la Sociedad Dental Americana(A.D.A).<sup>6</sup>



### **2.1 NORMA NÚMERO 57 DE LA ANSI/ADA PARA LOS MATERIALES DE OBTURACIÓN ENDODÓNTICA**

Esta especificación hace referencia a los cementos selladores utilizados con núcleos (tipo I y II), y a los materiales de obturación usados sin núcleo ni cementos selladores (tipo I). Establece los requisitos necesarios sobre algunas propiedades físicas como el tiempo de trabajo, la fluidez, el espesor de la película, la estabilidad dimensional, el tiempo de trabajo, la solubilidad, la desintegración y la radiopacidad.

Según la norma el espesor de la película, deberá ser entre 80 y 500  $\mu\text{m}$ . La resistencia a la compresión, entre 8 y 50 Mpa. Una solubilidad de 1.10 y 3.5%. Una variación dimensional mínima.

La radiopacidad es una cualidad deseable y se ha establecido un valor mínimo equivalente a no menor de 4 mm de aluminio. Los valores de radiolucidez oscilan entre 0.10 y 0.98 para los diferentes selladores. Se han medido los valores para una punta de plata y una punta de gutapercha, que son de 0,34 y 0,78, respectivamente. Éstos son valores relativos, correspondiendo los valores más bajos a los materiales más radiopacos.<sup>8</sup>



### 3.1 PRINCIPIOS ENDODÓNTICOS

El principio fundamental de un tratamiento de conductos consiste en devolver al órgano dental tratado a su forma y función dentro del aparato masticatorio en completo estado de salud.

Para lograr esta rehabilitación integral, el profesional deberá cumplir con las tres fases básicas para realizar dicho tratamiento, las cuales comprenden primeramente, un estudio diagnóstico minucioso en el cual se diseñará el tratamiento a seguir, tomando en cuenta todos los factores favorables y adversos con los que cuenta y los que puedan surgir en el transcurso del mismo; posteriormente, seguirá la fase preparatoria que básicamente comprende en acceder al conducto radicular, eliminar el contenido del conducto radicular y prepararlo para la obturación, y finalmente la última fase consiste en el relleno u obturación propiamente dicha del conducto radicular, con un material inerte lo más cercanamente posible a la unión cemento-dentina; cabe tomar en cuenta que, cada una de las fases son fundamentales y se deben de realizar de forma meticulosa cada una de ellas para lograr un completo éxito del tratamiento.

Un tratamiento de conductos en realidad tiene más indicaciones que contraindicaciones, la principal contraindicación con la que se va a encontrar el profesional desgraciadamente es, la falta de medios económicos seguido por la educación, ya que se piensa que es más fácil una extracción sin tomar en cuenta el valor y todos los beneficios que da la conservación de cada uno de los órganos dentarios dentro del aparato masticatorio, aunque posteriormente la restauración protésica será más costosa. Las verdaderas contraindicaciones por llamarlo así, son un soporte periodontal deficiente, la imposibilidad de instrumentar el conducto, órganos dentarios irrestaurables posterior al tratamiento, reabsorción masiva, y fractura vertical, fuera de esto todos los órganos dentarios son candidatos a un tratamiento profesional de conductos radiculares.



Afortunadamente la Endodoncia es la rama de la Odontología, con la mayor tasa de éxitos en sus tratamientos<sup>9</sup>.

El principal auxiliar para la confirmación del sellado correcto hermético y tridimensional con la que cuenta el profesional, es el estudio radiológico posterior a la obturación.

La obturación, es el retrato de la Endodoncia, es el último paso y por lo tanto es fundamental, tiene por objetivo crear un sellado hermético con el completo llenado de la porción conformada del conducto, tanto a nivel apical como en los espacios laterales con materiales inertes ó estables que promuevan un sellado estable y tridimensional, que evite la reincidencia de microorganismos contribuyendo así al éxito del tratamiento.<sup>10</sup>

La AAE en 1998, definió la obturación así: “El relleno tridimensional de todo el sistema de conductos radiculares lo más ceca posible del límite cemento – dentinario. Se debe de utilizar mínimas cantidades de un sellador biocompatible junto con el cono, para conseguir un sellado correcto y el aspecto radiográfico debe ser una obturación densa y tridimensional sin gran sobreextensión o subobturación que deje el conducto abierto”.<sup>11</sup>

De ahí la importancia de los materiales de obturación y sus características requeridas.



Fig. N° 3 Defectos de obturación



Fig. N° 4 Diente perfectamente obturado



### 3.2 LOS MATERIALES DE OBTURACIÓN ENDODÓNTICA

Una gran cantidad de materiales de obturación se ha utilizado a lo largo de la historia, los cuáles van desde yesos de París, asbestos, bambú, metales preciosos hasta los ionómeros de vidrio, resinas epoxiamínicas etc. Muchos de éstos materiales se han rechazado por ser imprácticos, irracionales o biológicamente inaceptables<sup>10</sup>.

#### 3.2.1 Requisitos de los materiales de obturación endodóntica

Grossman<sup>11</sup> clasifica los materiales de obturación aceptables en plásticos, sólidos, cementos y pastas. A su vez formula requisitos para el material ideal, para obturar los conductos radiculares, los cuales se aplican igualmente a metales, plásticos y cementos:

- Debe poder introducirse con facilidad al conducto radicular.
- Debe sellar el conducto en dirección lateral así como apical.
- No debe encogerse después de insertado.
- Debe ser impermeable.
- Debe ser bacteriostático, o al menos no favorecer a la reproducción de bacterias.
- Debe ser radiopaco.
- No debe manchar la estructura dentaria.
- No debe irritar los tejidos periapicales.
- Debe ser estéril, o poder ser esterilizado con rapidez y facilidad antes de la inserción en el conducto.
- Debe poder retirarse con facilidad del conducto radicular si fuera necesario.



También se agregan los requisitos:

- No debe provocar una reacción inmunológica en tejidos periapicales.
- No debe ser mutagénico ni carcinogénico.
- La mayoría de los cementos endodónticos están compuestos de óxido de zinc y Eugenol con aditivos para darle ciertas propiedades como radiopacidad, acción bactericida y adhesividad.

Las funciones del cemento endodóntico son:

- Funciona como agente de unión entre los conos de gutapercha, gutapercha y dentina.
- Funciona como relleno de espacios vacíos.
- Funciona como lubricante para facilitar la entrada de conos de gutapercha.
- Después de colocado el cemento, éste debe ser capaz de fluir y llenar canales accesorios y forámenes múltiples con técnica de condensación lateral y vertical<sup>12</sup>.



### 3.2.1.1 RADIOPACIDAD

La lectura radiográfica es el único control posible del nivel apical y de la homogeneidad de la obturación endodóntica. La dependencia radiográfica para el diagnóstico bucal señala la importancia de la radioopacidad de todos los materiales usados en odontología. Esta propiedad es la que permitirá distinguirlos o no de los tejidos circundantes,<sup>4</sup> esto requiere que los materiales utilizados en la obturación posean una radiopacidad superior a la de los tejidos dentarios y a la del hueso. Así mismo, la radiopacidad no debe ser tan intensa que termina por ocultar los defectos de la obturación, como ocurre por ejemplo con los conos de plata o algunas pastas muy radiopacas.<sup>10</sup>

La capacidad de reacción de un material. También llamada propiedad, frente a un estímulo puede ser extensiva o intensiva. La primera es aquella que depende de la cantidad de material que se considere. Ejemplos de este comportamiento son la masa, el peso o el volumen. Es decir, una mayor cantidad de material tendrá más peso. Esta es una propiedad intensiva, lo que significa que es independiente de la cantidad de material que se estudie: un compuesto es radiopaco independientemente de que se esté observando un microgramo o un kilo del mismo. La radiopacidad de un material está determinada por la presencia de átomos con capacidad de absorber Rayos Roentgen.

La forma de reaccionar de un elemento frente a las radiaciones Roentgen depende de su peso atómico y a su vez este depende de la cantidad de protones y neutrones que integren el núcleo. Cuanto mayor es el peso atómico, mayor será su capacidad de absorber este tipo de radiaciones.<sup>4</sup>



La radiopacidad está dada por el peso atómico de los componentes del material y para permitir su visualización radiográfica adecuada deberá ser superior a la radiopacidad de la dentina.

Distintas sustancias son adicionadas a las pastas y selladores con esta finalidad los cuales son:

<b>Elemento</b>	<b>Peso Atómico</b>
Yodoformo	126,42
Bario	137,36
Bismuto	209
Ag	107,88
Sa	137,36
Si	209
Ca	40,08 1 126,42
Zn	65,38

El grado de radiopacidad de una obturación endodóntica depende de varios factores, como son el tipo de cemento sellador y cono utilizado, la condensación y el calibre de la obturación, etc.

El uso exclusivo de pasta o cementos selladores, sin el agregado de conos puede conducirnos a una interpretación radiográfica errónea respecto a la calidad de la obturación, ya que el material puede quedar condensado sólo contra las paredes del conducto radicular, permaneciendo vacía la porción central del mismo, o puede suceder lo contrario, especialmente cuando se usan conos de plata, ya que los conos de plata cuenta con una radiopacidad intensa y enmascaran radiográficamente las fallas del sellador.

Así que el exceso y la disminución de la radiopacidad resultan inconvenientes, pues le pueden dar al profesional una lectura radiográfica incorrecta de la obturación.<sup>11</sup>

Hay otras propiedades dentro de la radioopacidad que deben ser estudiadas, tal como el contraste. El Contraste roentgenográfico de un ma



terial se puede definir como la diferencia en la densidad fotográfica o en film, entre distintos espesores del material.

El contraste está determinado principalmente por el contraste de la película, la capacidad de absorción del objeto a radiografiar, los procedimientos de revelado y el kilovoltaje del aparato. Como puede deducirse, sólo el kilovoltaje del aparato está al alcance del control del operador. La falta de contraste puede hacer que no se perciban cambios en la imagen radiográfica del objeto observado, pero la capacidad de detectarlos depende, en gran parte, de la visión del profesional.

Por lo tanto, el contraste necesario varía entre las diferentes partes del mismo diente, la diferencia en el contraste no debería ser muy importante en magnitud, por lo que, ya que los rayos Roentgen tienen efectos deletéreos, debería ser posible seleccionar un pico de kilovoltaje que provea suficiente contraste para el examen de las estructuras dentales con la menor radiación Roentgen posible.

La radiografía es aún la única y más importante herramienta clínica para la evaluación del tratamiento endodóncico. La exposición radiográfica desde diferentes ángulos basados en la ley del objeto bucal es esencial en endodoncia para asegurar la calidad del tratamiento. Las radiografías proximales, aunque deseables, son imposibles de tomar en la clínica, sin embargo su uso se garantiza en estudios in vitro. Las películas expuestas en esta dirección han aclarado las discrepancias significativas que existen entre lo que se ve desde el punto de vista vestibular y lo que realmente existe en el sistema de conductos.



### **3.2.2 CLASIFICACIÓN DE LOS MATERIALES DE OBTURACIÓN ENDODÓNTICA**

Desde el punto de vista de la investigación clínica se pueden agrupar en dos categorías:

#### **Pastas**

Entre esas se incluyen los materiales a base de óxido de zinc y eugenol con aditivos, óxido de zinc y resinas sintéticas, resinas epóxicas, acrílicos, polietileno, resinas polivinílicas, cementos de policarboxilatos y siliconas.

#### **Materiales semisólidos.**

Gutapercha, acrílico, y conos de gutapercha se clasifican dentro de esta categoría.

La clasificación que vamos a utilizar en esta investigación es la cuál, clasifica a los materiales de obturación endodóntica de acuerdo al estado en el cual son llevados al conducto<sup>13</sup>. Así clasificaremos a los materiales en estado plástico y sólido, quedando de esta manera:

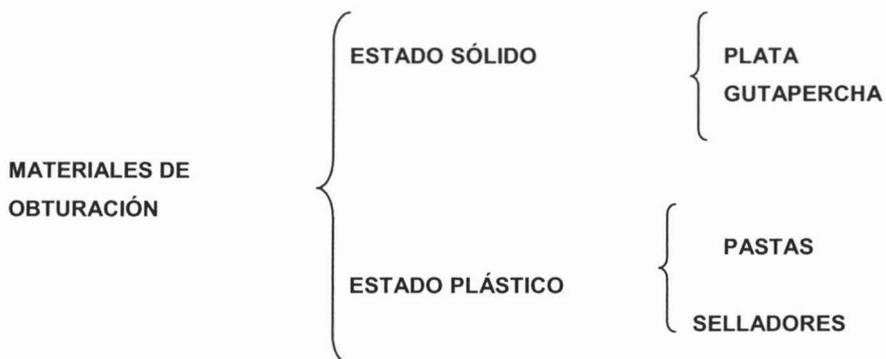


Tabla N° 2 Clasificación de los materiales de obturación.



### 3.2.2.1 LOS CEMENTOS SELLADORES

La diferencia de forma entre los instrumentos y materiales usados en un tratamiento de conductos, así como la variada anatomía de los mismos, crean una gran dificultad al profesional, para la obturación del canal radicular con un solo material de obturación. Es así que para poder lograr un sellado hermético y tridimensional se complementa la gutapercha con un cemento sellador con la finalidad de rellenar los espacios entre la gutapercha y las paredes del conducto, como también los que existan entre los conos de gutapercha.

Así, los cementos selladores tienen la función de servir de interfase entre el material de obturación y las paredes del conducto radicular, son elementos usados como complemento en la obturación, a fin de compensar las diferencias del ajuste, fija los conos entre sí y a las paredes del conducto al fluir por ellas; ya que la gutapercha, es un material que por sí mismo no tiene la capacidad de adherencia a las paredes del conducto, se tiene la necesidad de utilizar un cemento sellador para que este realice la interfase y así obtener su obturación completa.

Los cementos selladores, son elementos que endurecen por quelación, cristalización o polimerización, procesos que los hacen no reabsorbibles.<sup>3</sup>

Los selladores endodónticos y los materiales de obturación en general deben cumplir una serie de requisitos, entre los que destacan:

- Fácil manipulación y aplicación en el conducto.
- Buena estabilidad dimensional, impermeabilidad y adherencia.
- Buen corrimiento.
- Radiopacidad adecuada.
- No alterar el color del diente.
- Acción antibacteriana.
- Posibilidad de removerse en parte o por completo.
- Biocompatibilidad.<sup>10</sup>



Hay diferentes tipos de cementos selladores, pero han caído en desuso aquellos que llevan algún producto ya sea antiséptico ó antiinflamatorio, ya que éstos compuestos tienen un efecto transitorio e incluso pueden dar lugar a reacciones adversas.

Los cementos selladores cuentan, en general en la fórmula de su composición con ciertas similitudes entre sus elementos, los cuales son:

La radiopacidad de los cementos selladores esta dada por, los siguientes elementos que son:

- Óxido de zinc
- Sulfato de bario.
- Sub carbonato de bismuto
- Plata precipitada.
- Dióxido de titanio.
- Trióxido de bismuto.
- Y / o (antisépticos).

Los elementos antisépticos son:

- Diyodo timol o aristol.
- Yodoformo.
- Para - formaldehído.
- Dexametasona.
- Acetato de hidrocortisona.

Elementos retardadores del fraguado:

- Borato de sodio.
- Estereato de magnesio.
- Resinas.



Los tipos de cementos selladores con los que cuenta el profesional son:

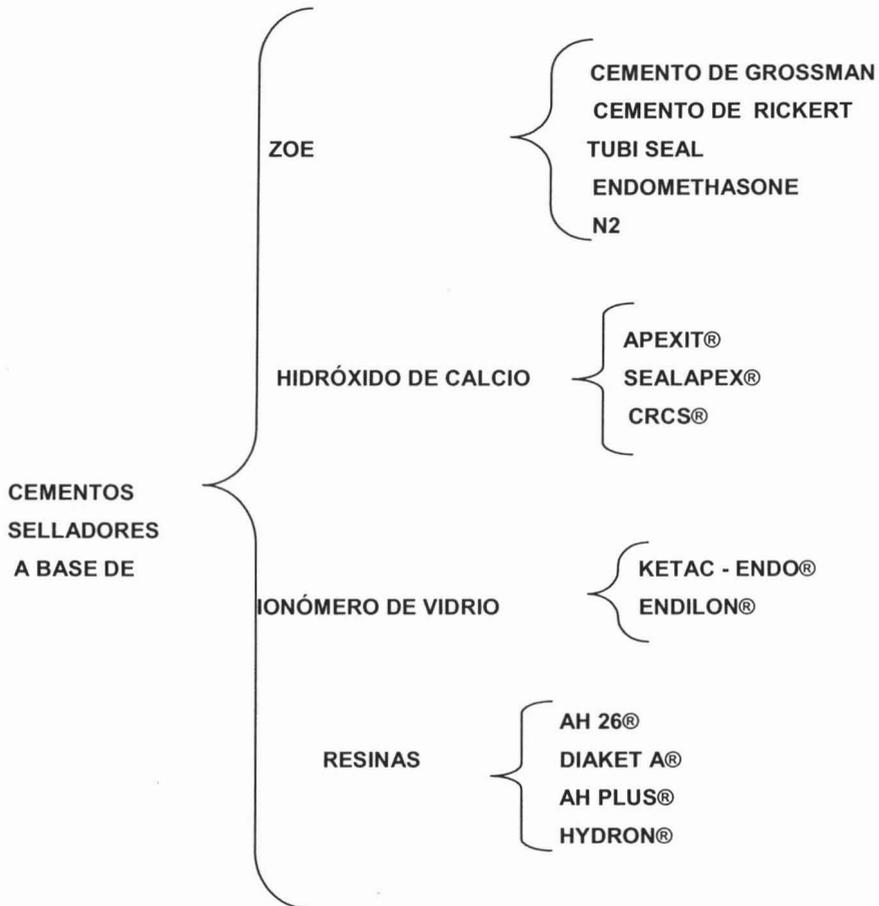


Tabla N° 3 Diferentes tipos de cementos selladores existentes.



### **3.2.2.1.1 CEMENTOS SELLADORES A BASE DE ÓXIDO DE ZINC Y EUGENOL**

El óxido de zinc y eugenol, es motivo de gran investigación y utilización en la práctica clínica, ya sea como protector dentinario y/o material de obturación temporario o definitivo; en el área Endodóntica, se han desarrollado en base a él diferentes tipos de selladores, adicionándole sustancias para modificar su velocidad de endurecimiento, corrimiento, radiopacidad, biocompatibilidad, etc.

Los cementos selladores a base de óxido de zinc y eugenol, comercialmente hablando los encontramos como:

- Cemento de Grossman.®
- Cemento de Rickert ( Sybron / Kerr). ®
- Tubli Seal ( Sybron / Kerr). ®
- Endométhasone ( Septodont). ®
- N2. ®
- Silco. ®
- Roth sol. ®

#### **FÓRMULA TERAPÉUTICA**

<b>Polvo</b>	Oxido de zinc
	Subnitrato de bismuto
	Yodoformo
	Colofonia
<b>Líquido</b>	Eugenol
	Creosota
	Timol

Tabla N° 4 Componentes del cemento sellador a base de óxido de zinc y eugenol. <sup>10</sup>

**▪ CEMENTO SELLADOR DE GROSSMAN**

---

---

<b>POLVO</b>	Óxido de zinc	42%
	Resina de estaibelita	27%
	Subcarbonato de bismuto	15%
	Sulfato de bario	15%
<b>LÍQUIDO</b>	Borato sódico Anhidro	1 %
	Eugenol	100 %

---

Tabla N° 5 Componentes del cemento sellador de Grossman. <sup>10</sup>

**▪ CEMENTO SELLADOR DE RICKERT®**

---

---

<b>POLVO</b>	Óxido de zinc	41%
	Plata precipitada	30%
	Colofonia blanca	17%
	Yoduro de timol	12 %
	Aristol	12.79%
<b>LÍQUIDO</b>	Resina blanca	16%
	Aceite de clavo	78%
	Bálsamo de Canadá	22 %

---

Tabla N° 6 Componentes del cemento sellador de Rickert. <sup>10</sup>



Su radiopacidad es muy alta debido al peso molecular de sus componentes.

Elemento	Peso Atómico
Plata precipitada (Plata)	107,88
Aristol (Yodo)	126,42.
Bismuto	209
Yodo	126.42

Tabla N° 7 Elementos y peso atómico del cemento sellador de Rickert.<sup>10</sup>

### COMPOSICIÓN.

La base de la composición química de éstos materiales es:

Polvo	Partes	Líquido
Óxido de zinc	42	Eugenol
Resina hidrogenada	27	
Subcarbonato de Bismuto	15	
Sulfato de Bario	15	
Borato de Sodio Anhidro	1	

Tabla N° 8 Componentes de los cementos selladores a base de óxido de zinc y eugenol.<sup>13</sup>

El óxido de zinc representa el componente fundamental del polvo, el componente líquido de la fórmula, el eugenol es antiséptico y anodino, con capacidad quelante es presencia de óxido de zinc, incoloro o amarillo claro, el oscurecimiento por acción de la luz y el aire representa su transformación y su combinación con el óxido de zinc, asegura el endurecimiento del sellador;

El agregado de resinas aumenta la plasticidad y adhesividad del cemento, el subcarbonato de bismuto le otorga suavidad, y el borato de sodio retarda el tiempo de endurecimiento del sellador.<sup>13</sup>



### **INDICACIONES.**

Cuando se realizó un tratamiento de conductos sin dificultades anatómicas, se debe considerar el uso de un cemento sellador de conductos de mayor tiempo de endurecimiento, como es el caso de todos los que describimos en este apartado.

### **CONTRAINDICACIONES.**

El uso de éstos materiales esta contraindicado en un tratamiento de conductos, en el cual el profesional se encontró con dificultades anatómicas considerables así también como en un órgano dentario multirradicular, ya que el profesional tendrá la necesidad de usar un cemento sellador con un tiempo de trabajo prolongado, y éstos materiales no se lo podran dar.

### **VENTAJAS.**

En general éstos materiales poseen un tiempo de trabajo adecuado, buen corrimiento, buena adhesividad a las paredes dentinarias y una radiopacidad aceptable.

Debido a que el tamaño de sus partículas es muy pequeño permiten una mayor incorporación de éstas al líquido confiriéndole a esta mezcla una mayor consistencia. Poseen una importante y duradera acción antibacteriana y algunas fórmulas poseen antiinflamatorios.

### **DESVENTAJAS**

La principal desventaja de éstos materiales es el tiempo de trabajo que en algunas fórmulas es muy breve, y en especial en presencia de calor y humedad como es el caso del Tubli Seal. ®



### **RADIOPACIDAD**

En estos materiales la radiopacidad la brinda, principalmente el alto contenido del catión zinc como óxido, reforzado a su vez por la presencia de otros óxidos metálicos como el del magnesio, estos cementos se preparan con una elevada relación polvo-líquido, lo que le otorga mayor resistencia, una reducida solubilidad y una elevada radiopacidad, esta propiedad posibilita que sean utilizados en boca por períodos relativamente prolongados, esta característica, sumada a sus propiedades biológicas, hace que sean utilizadas como la amalgama para obturaciones retrógradas en cirugía.



**3.2.2.1.2 CEMENTOS SELLADORES A BASE DE  
HIDRÓXIDO DE CALCIO**

Estos cementos selladores tienen los mismos efectos terapéuticos, que las pastas de hidróxido de calcio y suero fisiológico.

Los cementos selladores de conductos radiculares, a base de hidróxido de calcio, comercialmente los encontramos como Sealapex® de las casas comerciales Sybron® y Kerr®, CRCS® (Calciobiotic Root Canal Sealer) de la casa Hygienic®, y el APEX-IT® de la casa Vivadent® Los cuales describiremos a continuación.

**Sealapex®**

**COMPOSICIÓN**

Hidróxido de calcio	25.0 %
Sulfato de bario	18.6%
Óxido de zinc	6.5%
Dióxido de titanio	5.1%
Estearato de zinc	1.0%

Tabla N° 9 Componentes del cemento sellador Sealapex®<sup>10</sup>

**CARACTERÍSTICAS.**

Para prepararlo se usan proporciones iguales de la base y el catalizador. Es un sellador con tiempo de trabajo y de endurecimiento muy prolongados, que se endurece en el conducto radicular en presencia de humedad.

Su plasticidad y corrimiento son adecuados, mientras que su radiopacidad es escasa tiene alta solubilidad, por lo tanto poca estabilidad. Esa solubilidad es la que le permite liberar el hidróxido de calcio en el medio en que se encuentra.



### CRCS Calcibiotic Root Canal Sealer®

Composición:

<b>Polvo</b>	<b>Líquido</b>
Oxido de zinc	Eugenol.
Resina hidrogenada	Eucalipto
Sulfato de bario	
Hidróxido de calcio	
Subcarbonato de bismuto	

Tabla N° 10 nombrando los componentes del cemento sellador CRCS®<sup>10</sup>

### CARACTERÍSTICAS

El polvo viene en porciones individuales que contienen fundamentalmente óxido de zinc y, en menor proporción, hidróxido de calcio. Cada porción debe mezclarse con dos o tres gotas de líquido, incorporando el polvo en forma lenta hasta obtener una mezcla cremosa. Posee un tiempo de trabajo reducido dentro del conducto radicular, ya que su endurecimiento se acelera en grado significativo en presencia de calor y humedad. Su adherencia y radiopacidad son satisfactorias. A pesar de contener hidróxido de calcio, su capacidad para liberarlo es escasa, y se comporta en términos biológicos como un sellador a base de óxido de zinc eugenol.



### **APEXIT®**

En su fórmula se cuenta un enorme número de componentes, entre los cuales se encuentra hidróxido de calcio, óxido de cinc, estearato de zinc, fosfato tricálcio, colofonia hidrogenada, carbonato de bismuto, diferentes salicilatos, etc.

### **CARACTERÍSTICAS.**

En general, su uso está poco difundido. Posee un tiempo de trabajo adecuado, aunque diversas investigaciones destacan su acción altamente irritante.

### **VENTAJAS.**

Poseen un buen tiempo de trabajo, son económicos.

### **DESVENTAJAS.**

Se reabsorben rápidamente en la zona periapical y aún dentro del conducto radicular, al ser solubilizadas por los fluidos tisulares. A pesar de contener hidróxido de calcio, no puede liberarlo y termina comportándose como el óxido de zinc. No poseen una buena radiopacidad, cuentan con una alta solubilidad lo que nos da muy poca estabilidad y, son altamente irritantes.

### **RADIOPACIDAD**

Los usos de estos cementos buscan la formación de dentina secundaria por la estimulación de fibroblastos y es en este caso, donde la reducida radiopacidad se transforma en una desventaja, en las aplicaciones clínicas como el recubrimiento pulpar no se verificaba la capa de dentina de reparación, ya que la imagen radiográfica de estos cementos es tan parecida a la de la dentina, que puede resultar difícil distinguir un tejido del otro. Esta situación, sumada al hecho de que este tejido se forma en contacto muy íntimo con el material, hizo dudar por mucho tiempo su capacidad para formar tejido dentinario.



### 3.2.2.1.3 CEMENTOS SELLADORES A BASE DE IONÓMERO DE VIDRIO

Los cementos selladores de conductos radiculares, a base de ionómero de vidrio, comercialmente los encontramos como KETAC - ENDO® de la casa Espe GMBH y ENDILON® de la casa Voco. Los cuales describiremos a continuación.

#### ENDILON®

"Es un Ionómero para uso endodóntico, miscible en agua. Al contrario de lo que sucede con el Ketac - Endo®, su preparación es simple (polvo - agua destilada), aunque sus características físicas y biológicas son similares. Estudios realizados para evaluar el sellado apical proporcionado por los selladores de ionómero vítreo, en comparación con los selladores de óxido de zinc y eugenol mostraron hallazgos equivalentes. Así mismo, los resultados clínicos y radiográficos publicados hasta el presente son muy escasos y no alteran el porcentaje de éxitos o fracasos obtenidos con otros materiales."<sup>10</sup>

#### KETAC - ENDO®

El Ionómero de vidrio, es un material que fue introducido en 1970 por Wilson y Kent, pero fue en 1979 cuando Pitt lo introdujo como cemento sellador, junto con la compañía comercializadora ESPE/See®, de Alemania, con el nombre de Ketac-Endo®. El Ketac - Endo® es un cemento sellador a base de ionómero de vidrio relativamente nuevo en el mercado, gracias a sus propiedades físicas, propone una mayor fuerza de adhesión a las paredes dentarias. Su manipulación es difícil debido a la necesidad de implementos especiales para prepararlo. La presentación del cemento es en cápsulas con relación exacta polvo líquido, pero éstas deben de someterse a un vibrador con el fin de realizar la mezcla, según el fabricante esto asegura el tiempo y consistencia necesaria para su empleo, pero en realidad su tiempo de trabajo es apenas satisfactorio.



El sellador se debe emplear en combinación con conos de gutapercha, con técnica de condensación lateral. Este cemento sellador parecía tener varias características ideales de los selladores, sin embargo actualmente es difícil conseguir solventes para este cemento.

Esto se debe a que las unidades tetraédricas de la cadena (de ácido poliacrílico) son unidas por enlaces covalentes, los intentos para solubilizar el material permiten la colocación de iones de aluminio, reduciendo la unión cruzada, pero no permitiendo la fragmentación de la unidad.

Estos cementos selladores se adhieren a esmalte y dentina de manera semejante a los cementos de policarboxilato; sin embargo, el mecanismo de adhesión no ha sido completamente dilucidado. La adhesión con la dentina es aproximadamente de 60 a 120 Kg / cm<sup>2</sup> que representa cerca del doble de la fuerza de la adhesión de las resinas compuestas. Esta es una de las propiedades más significativas de este material, la cual se da en forma química y a largo plazo (aún en condiciones húmedas) mediante enlaces covalentes, la reacción del cemento del ionómero de vidrio y la estructura dentaria es inorgánica y simple, en la cual el ión de calcio del diente es liberado y reacciona iónicamente con el ácido poliacrílico del cemento. El complejo de iones inorgánicos liberados por el ácido tartárico del cemento facilita la unión cruzada de las cadenas de poliacrilato.

Los cementos selladores de ionómero de vidrio tienen varios atributos sobre los otros cementos endodónticos respecto a sus propiedades biológicas. Por unirse de manera adhesiva a la estructura dental, tienen la capacidad de reducir la filtración de los líquidos bucales a la interfase cemento diente. A su vez estos cementos liberan flúor por un período indefinido.

Sin embargo estudios realizados por los doctores Soares y Goldberg, mostraron una alta solubilidad de este sellador en las primeras horas después del endurecimiento.<sup>10</sup>



### Componentes

Polvo	líquido
Lantato de calcio	Copolímero de ácido maléico y ácido cítrico
Lantato de aluminio	Ácido tartárico.
Lantato de fluoruro	
Lantato de silicato	
Wolframito de calcio	
Pigmentos	

Tabla N° 11 Componentes del cemento sellador Ketac-Endo®.

### INDICACIONES.

El uso de este cemento sellador esta indicado, cuando se realizó un tratamiento de conductos sin dificultades anatómicas, de consideración para el profesional, ya que el tiempo de trabajo es muy corto, y el fabricante recomienda la técnica de condensación lateral.

### CONTRAINDICACIONES.

Debido a su corto tiempo de trabajo esta contraindicado en la obturación de órganos dentarios multirradiculares, y/o con dificultades anatómicas de consideración clínica.

### VENTAJAS.

Es un material que posee una gran adhesión química a la dentina, una radiopacidad similar al del cemento de Grossman, contracción mínima, estabilidad dimensional excelente, buen sellado, escasa irritación tisular, adhesión de 60 a 120 kg/cm<sup>2</sup> reduce filtración, cuenta con buena biocompatibilidad y, logra un excelente sellado. Además de que libera flúor.



### **DESVENTAJAS**

Tiene grandes desventajas, la primera es que se requiere de implementos especiales para su manipulación, su tiempo de trabajo es muy corto lo cual le dificulta al profesional su manipulación, y debido a su gran adhesión y su difícil disolución lo hacen imposible de retirar del conducto radicular en caso de un retratamiento.



### 3.2.2.1.4 CEMENTOS SELLADORES A BASE DE RESINAS

Los cementos selladores de conductos radiculares, a base de resinas, comercialmente los encontramos como AH26® de la casa Maillefer® y Dentsply®, AH PLUS® de la casa Maillefer® y Dentsply® y el Diaket® de la casa Espe® GMBH. Los cuales describiremos a continuación.

#### AH PLUS®

Es una epoxiresina, también llamada resina etoxilina, y contiene macromoléculas alifáticas aromáticas que deben ser unidas entre sí por un endurecedor.

#### COMPOSICIÓN

Su composición es:

Polvo de plata	10 %
Óxido de bismuto	60 %
Dióxido de titanio	5 %
Hexametilentetramina	25%
Gel	Éter Bisfenol Diglicidilo

Tabla N° 12 Componentes del cemento sellador AH26<sup>10</sup>

Su radiopacidad es importante, debido al alto peso atómico de sus componentes, dentro de los que destacan son:

Elemento	Peso Atómico
Plata	107.8
Bismuto	209
Titanio	47.9

Tabla N° 13 Peso atómico de los componentes del AH26. <sup>5</sup>



Su fórmula química es un éter bisfenol diglicidilo cuya fórmula es la siguiente:

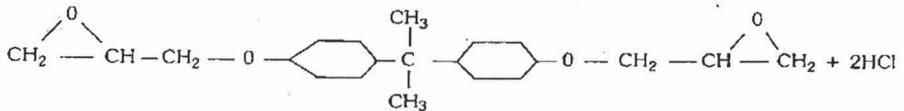


Figura N° 1 esquema de la fórmula química del AH26<sup>5</sup>

### AH PLUS®

AH Plus® es un cemento sellador de conductos radiculares, con una composición química basado en un polímero de epoxi-amina, pero también cuenta en su composición con:

- Resina epóxica.
- Tungstenato de calcio.
- Óxido de circonio.
- Aerosil.
- Pigmento.
- Óxido de hierro.
- Amina adamantina.
- Nn-dibencil-5-oxanonandiamina-1,9.
- Tcd-diamina.
- Aceite de silicona.



Es usado para sellado permanente conforme a los estándares más elevados, es químicamente diferente a la del AH26.®

Ofrece una adecuada biocompatibilidad, buena radiopacidad y estabilidad de color y es fácil de eliminar del conducto radicular, en un caso de retratamiento

Se han mejorado también la presentación y aplicación. El nuevo sistema pasta/pasta permite un trabajo más limpio, seguro y rápido dispensado al ser dos componentes mezclados en radio 1:1, es decir por partes de iguales de ambas pastas.

La consistencia proporciona a la mezcla una óptima viscosidad. El fraguado tiene, lugar a la temperatura del cuerpo humano, sin liberar ningún producto de modo que los componentes de la reacción se consumen completamente.

Un factor importante es el hecho de la estabilidad de color del AH Plus® tras la polimerización.

AH Plus® está compuesto de dos tubos, el tiempo mínimo de trabajo es de 4 horas a 23°C, el tiempo de fraguado es como mínimo de 8 horas a 37°C.

### **INDICACIONES**

Está totalmente indicado su uso en la obturación del tratamiento de conductos, de piezas multirradiculares y en piezas donde el profesional se encontró con dificultades anatómicas de consideración, ya que requerirá que al momento de obturar el material tenga un buen corrimiento pero, sobre todo un tiempo de trabajo un tanto prolongado, para no dificultar la obturación.



### **CONTRAINDICACIONES**

Esta totalmente indicado su uso en pacientes con alergia a las aminas, ya que es una epoxiamina.

### **VENTAJAS**

Primordialmente, tiene un tiempo de trabajo prolongado y endurece entre 24 y 48 horas desde su preparación. Posee una radiopacidad satisfactoria, así como adhesividad, y un buen corrimiento, tiene un efecto antiséptico.

### **DESVENTAJAS**

Por poseer un alto corrimiento, en un tratamiento que no obtuvo un buen stop apical, puede presentar una sobreobturación.<sup>10</sup>



### PRINCIPIOS RADIOGRÁFICOS

Los Rayos Roentgen (Rayos X), son vibraciones atómicas cuyo origen se da cuando, un electrón libre animado de gran velocidad, choca dentro de un átomo pesado, con otro electrón satélite, haciéndolo pasar de una a otra de las órbitas profundas del átomo, se produce un desequilibrio energético dentro del átomo, y éste se manifiesta exteriormente por la producción de Rayos Roentgen.

Cuando tales choques ocurren en órbitas superficiales por menor velocidad del electrón se originan otro tipo de radiaciones electromagnéticas, de mayor o menor longitud de onda, como son los rayos ultravioleta, rayos luminosos y otros muchos.

Los Rayos Roentgen, forman parte del espectro electromagnético y tienen límites de una longitud de Onda de 5 a .05 Angstrom por lo tanto son invisibles.

Rayos Roentgen al igual que todas las radiaciones electromagnéticas, tienen las propiedades de ondas y partículas. Se definen como haces de energía de menor peso – fotones sin ninguna carga eléctrica, que viajan en ondas a la velocidad de la luz en el vacío, con una frecuencia específica. Los fotones de Rayos Roentgen interactúan con los rayos que penetran y causan ionización. En esta circunstancia pueden ocurrir tres consecuencias probables con Rayos Roentgen, se transmiten a través de la materia descargada, pueden ser absorbidos, atenuados o dispersados.<sup>4</sup>

Las propiedades de los Rayos Roentgen son:

- Afectan a las sales de plata ó grupo de haluros
- Provoca fluorescencia ante determinadas sustancias.
- Se absorbe por medios biológicos, esto se traduce en modificaciones celulares como irritabilidad, inhibición ó destrucción dependiendo de la dosis, de ahí su uso terapéutico ó de radioterapia.



Para la obtención de los Rayos Roentgen, necesitamos de un kilovoltaje y un miliamperaje adecuado, ya que el kilovoltaje (Kv) nos da la calidad y el miliamperaje (mA) la cantidad del Rayo.

La *calidad* de los Rayos Roentgen dependen de la longitud de onda, por lo tanto, entre más corta sea la longitud de onda, mejor será su calidad, su velocidad y su poder de penetración.

Los Rayos Roentgen, de acuerdo a su calidad, se dividen en tres tipos, los cuales son: duros, medianos y blandos. Teniendo que los duros van de un Kv de 75 a 100, los medianos de 65 a 70 y los blandos de un Kv de 50 a 60, por lo tanto los usados en el aparato de Rayos Roentgen Dental son los medianos.

La *cantidad* de los Rayos Roentgen, esta dada por la cantidad de electrones que pasa por sección de un conductor durante un segundo, esto es intensidad o amperaje, el cual se mide en amperios, tomando en cuenta que un amperio es igual a seis trillones de electrones por segundo, en Radiología se utiliza el miliamperio (mA), esto es la milésima parte de una amper.

El miliamperaje de los aparatos de Rayos Roentgen, en general oscilan entre 5 y 20 mA. <sup>1</sup>

Los aparatos de Rayos Roentgen Dental, de acuerdo a sus factores de exposición se dividen en: fijos, semifijos y móviles.

Éstos dos factores (Kv y mA) se pueden modificar según el requerimiento del usuario, la finalidad que se busque o el tipo de aparato que se este manejando.

Uno de los motivos principales para reducir el tiempo de exposición, es para proteger al paciente y al personal ocupacionalmente expuesto<sup>16</sup>, esto se puede hacer utilizando películas ultrarápidas o mediante el uso de pantallas reforzadoras y tener un excelente proceso de laboratorio, ( ya que aquí suceden muchos errores, que causan la repetición de las tomas.)



Si se modifica el miliamperaje, esto no influirá sobre la calidad de la radiación, en cambio si se modifica el kilovoltaje esto si modificara la cantidad de la radiación. Tomando en cuenta la relación kilovoltaje miliamperaje según Updegrave,<sup>1</sup> tenemos que:

1. Si el kilovoltaje y el miliamperaje son correctos, la exposición sobre el objeto será bueno por lo tanto tendremos una *radiografía óptima*.
2. Si el kilovoltaje es insuficiente, el miliamperaje podrá compensar tal falla pero, la exposición será débil y obtendremos una radiografía con escasa densidad blanca, es decir una *radiografía deficiente*.
3. Si el kilovoltaje y el miliamperaje son excesivos la exposición destrozara la radiografía, y se obtendrá una radiografía negra, densa obviamente una *radiografía muy deficiente*.<sup>17</sup>

### **Objetivos del estudio radiográfico**

La radiografía es, hasta el presente, un recurso insustituible que acompaña a la terapia endodóntica en todos sus aspectos. La imagen radiográfica, aunque virtual. es la que permite cumplir, entre otros, con los siguientes objetivos:

- Prevención.
- Contribución para el diagnóstico.
- Ayuda para determinar la elección del tratamiento.
- Fundamentación del pronóstico.
- Control del tratamiento realizado de forma inmediata.
- Participación en los controles mediatos.
- Constitución de un documento legal.
- Aporte para la docencia.<sup>18</sup>



### 4.1 LA PELÍCULA RADIOGRÁFICA DENTAL

La radiografía, es posible por el hecho de que las sales de plata experimentan bajo la acción de ciertas radiaciones, ya sea luminosas, ultravioleta, Roentgen, etc.. Modificaciones moleculares (ionización por los fotones) que permiten el registro de las radiosombras como imágenes latentes; estas moléculas al ser tocadas por los Rayos Roentgen, adquirieron más sensibilidad a los agentes químicos reductores que las no tocadas, son fácilmente atacadas por éstos, con lo que se separa la plata metálica, que queda formando depósitos negros dentro de la emulsión de la película. La mayor o menor densidad de estos depósitos es la causa de los tonos observados en las radiografías o densidad radiográfica.<sup>1</sup>

Las películas están constituidas principalmente por la emulsión, compuesta de gelatina y haluros de plata ( bromuro, yoduro, etc.) y una base para sostenerla o soporte, que consiste en delgadas láminas transparentes de acetato de celulosa o de poliéster.<sup>16</sup>

Aprovechando la penetración ha sido posible fabricar películas radiográficas de doble emulsión, en las que el soporte tiene ambas caras cubiertas de emulsión. Esta condición permite dobles registros, lo que se traduce en mayor definición; en este caso, a fin de evitar el efecto de doble imagen que puede manifestarse por paralelaje, el soporte debe tener espesor mínimo del orden de 1 / 10 de mm.

De acuerdo con la sensibilidad de la emulsión, las películas requieren mayor o menor cantidad de Rayos para registrar la imagen latente, es decir, son más rápidos o más lentas.

Según su sensibilidad o velocidad, las películas dentales norteamericanas han sido clasificadas por el ASA en seis grupos.



Los cuáles son: <sup>16</sup>

GRUPO	VELOCIDAD
A	1.5 A 3.0
B	3.0 A 6.0
C	6.0 A 12.0
D	12.0 A 24.0
E	24.0 A 48.0
F	48.0 A 96.0

Tabla N° 14 Clasificación de películas radiográficas<sup>16</sup>

Los números que indican la velocidad de las películas corresponden a la recíproca de la exposición en unidades R necesaria para determinar la densidad radiográfica.

La velocidad de las películas depende principalmente del tamaño de los gránulos de la emulsión. Las de grano mayor son más rápidas y las de grano menor son más lentas, pero éstas a causa del menor tamaño del grano producen registros más definidos, es decir con más detalle.<sup>1</sup>



### 4.2 PROCESO DE LABORATORIO

Para obtener la imagen visible, de la imagen latente de la radiografía es necesario realizarle un proceso químico, el cual esta comprendido en varias fases, las cuales deben ser realizadas al abrigo de la luz blanca y son las siguientes:<sup>25</sup>

- Revelado.
- Detención.
- Fijado.
- Lavado.
- Secado.

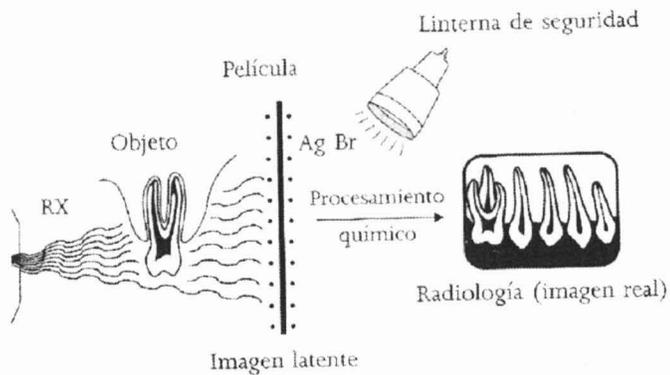


Figura N° 2 Ilustrando el proceso de laboratorio<sup>16</sup>



### 4.2.1 Revelado.

El revelador es una solución química que convierte la imagen invisible de la película en imagen visible, actúa sobre las sales de bromuro plata metálica que fueron sensibilizados a los Rayos Roentgen.<sup>16</sup>

#### Fórmula Del Líquido Revelador.<sup>1</sup>

▪ Agua destilada a 30°	(vehículo)	700cc.
▪ Elon	(reductor)	2,0g.
▪ Hidroquinona	(reductor)	9,5g.
▪ Sulfito de sodio	(antioxidante )	100,0g.
▪ Carbonato de sodio	(alcalinizante)	49,0g.
▪ Bromuro de potasio	(restringente)	5,6g.
▪ Agua destilada	(qsp)	1000cc.

Tabla N° 15 Nombrando la fórmula del revelador.<sup>1</sup>

### COMPOSICIÓN Y ACCIONES DEL REVELADOR

El metol o elon, sulfato de parametilaminofeno, el fenidon (phenidone), I I-fenil-3-pirazolidone. Ambos agentes, actúan rápidamente y producen los tonos grises (bajo contraste). La hidroquinona o quinona, p-hidroxibenceno, actúa a comparación de el metol y el fenidon, muy lentamente y, dentro de un estrecho margen de temperatura (es inactiva debajo de 10° ). Produce los tonos oscuros (alto contraste). La potencialización, de la unión del metol (M) o del fenidon (P) con la hidroquinona o quinona (Q) resulta una combinación de actividad mayor que la que correspondería a la suma de las actividades de los constituyentes por separado, efecto que se denomina superadicción o potencialización. Los reveladores a base de metol-hidroquinona se denominan tipo MQ, y los a base de fenidonehidroquinona tipo PQ.

Las acciones específicas de estos componentes es la reducción, es decir se encargan de transformar los cristales de bromuro de plata, expuestos (fotones X) en plata metálica negra (depósitos). Con ello se logra hacer visible o revelar la imagen latente (exposición).<sup>16</sup>



El sulfito de sodio, generalmente anhidro, se encarga de la preservación antioxidante. Inhibe la oxidación (por el oxígeno del aire) de los agentes reductores.

El brato de sodio (bórax), en reveladores de grano fino. Para mantener el pH se controla con ácido bórico, el carbonato de sodio o de potasio generalmente en forma anhidra, y el Hidrato de sodio o de potasio. Comunican gran alcalinidad, se emplean en reveladores enérgicos (pH 11), en su son los encargados de la activación ya que proveen de la alcalinidad necesaria para favorecer la actividad de los reductores, y su acción en profundidad hinchando y ablandando la gelatina de la emulsión, la mayor o menor rapidez de un revelador es determinada por el grado de alcalinidad de 8 a 11.

El bromuro de potasio, prácticamente de uso obligado en todos los reveladores, el benzotriazol, en reveladores PQ, es denominado agente antivelo, y el bicarbonato de sodio ocasionalmente se agrega para compensar un aumento de temperatura juntos evitan el velo químico, que se origina por núcleos de revelado (reducción) en los cristales no expuestos de bromuro de plata (Restricción).

Dos factores provocan la *inactividad ó desgaste* del revelador, son: el uso y el envejecimiento.

La oxidación puede retrasarse evitando que la superficie de la solución tome contacto con el aire, por lo tanto cuando se emplean cubetas, la solución debe pasarse, una vez usada, a frascos opacos bien tapados y llenos, si se utilizan tanques, el depósito correspondiente al revelador debe mantenerse bien tapado.

Hay cuatro factores que determinan el tiempo de revelado:<sup>16</sup>

1. Tipo y marca de la película
2. Revelador (fórmula)
3. Agitación de la película
4. Temperatura



Para obtener el revelado correcto, se cuenta con la relación de tiempo - temperatura sólo es aplicable dentro de ciertos límites de temperatura, los cuales van de 18° como mínimo y 24° como máximo un líquido muy frío, además de ser lento, va a producir velo y por el contrario, un líquido muy caliente además de velo, ablandará la gelatina ocasionando reticulación.

La mayoría de los autores acepta la temperatura de 20°C como óptima, en la práctica es difícil controlar la temperatura pero una vez controlada, de acuerdo con la relación tiempo-temperatura, se ajusta el reloj al tiempo correspondiente; automáticamente el reloj indicará exactamente la terminación del tiempo de revelado (con lo cual se debe proceder inmediatamente a retirar las películas introducidas en el baño de enjuague o detención)

El procedimiento visual, consiste en retirar de tiempo en tiempo momentáneamente, las películas del baño y examinarlas rápidamente delante de la lámpara de seguridad.

Estos exámenes rápidos muestran:

- Aparición de la imagen
- Formación de la imagen
- Desaparición de la imagen.

Al llegar al oscurecimiento inmediatamente se debe dar por terminado el revelado y de esta manera pasar la película al enjuague o detención.<sup>16</sup>



### 4.2.2 Detención.

Al terminar el proceso del revelado y antes de pasar la película radiográfica al fijador, se deben de sumergir y agitar, durante algunos segundos ya sea en agua corriente o dentro de un baño detenedor, el cual consiste en una solución acuosa de ácido acético al 3 o 5%, ó de ácido cítrico, que neutralizará o detendrá los restos de la solución reveladora que impregnan la película, impidiendo así que éstos pasen al baño fijador, lo cual, de ocurrir, alteraría en mayor o menor grado su composición.<sup>16</sup>

#### Fórmula de la solución interruptora<sup>1</sup>

Ácido acético glacial	20g.
Agua	1000c.

Tabla N° 16 Fórmula de la solución interruptora.<sup>1</sup>

### 4.2.3 Fijado.

El objetivo del fijado es el de eliminar por disolución las sales de plata, no sensibilizada por los fotones, dejando dentro de la gelatina, únicamente, la imagen negra de la plata.<sup>16</sup>

#### Fórmula de la solución fijadora<sup>1</sup>

▪ Agua destilada	(vehículo)	700cc.
▪ Hiposulfito de sodio	(solvente de plata)	280,0g.
▪ Sulfito de sodio	(antioxidante)	15,0g.
▪ Ácido acético	(acidificante)	48,0g.
▪ Alumen de potasio	(endurecedor)	5,5g.
▪ Agua destilada	(qsp)	1000cc.

Tabla N° 17 Fórmula del fijador.<sup>1</sup>



### ACCIONES Y COMPOSICIÓN DEL FIJADOR

Sus acciones específicas son:

- Disolución
- Acidificación
- Preservación
- Endurecimiento

Teniendo que la disolución consiste en eliminar exclusivamente los cristales de bromuro de plata no expuestos dejando "libre" la imagen formada por depósitos de plata metálica negra durante el revelado y así neutralizar la presencia de álcali (resto de revelador), esta dado por dos agentes, el tiosulfato de sodio denominado coloquialmente hiposulfato de sodio (Hipo) y por el tiosulfato de amonio, el cual actúa más rápido y tiene mayor capacidad de "fijado" (aproximadamente el doble que el tiosulfato de sodio).

El fin de la preservación, es el de evitar la descomposición del tiosulfato y la formación de depósitos de azufre (sulfurización), sus agentes son, sulfato de sodio, bisulfato de sodio, metabisulfato de sodio; el sulfato y el bisulfato de sodio, cumplen simultáneamente doble acción: la de acidificación y preservación.

La acidificación, esta dado por el ácido acético, para mantener el ph se controla con acetato de sodio, otro conjunto ácido-amortiguador lo forman el metabisulfato-ácido bórico el fin es neutralizar la presencia de álcali.

El endurecimiento le da mayor resistencia a la emulsión frente a aumentos de temperatura y a los agentes abrasivos. Esta compuesto por: alumbre de cromo, sulfato crómico potásico (acción limitada a 2 días) y por el alumbre de potasa, sulfato aluminico potásico (alumbre común) menos efectivo que el alumbre de cromo, pero de acción persistente.<sup>16</sup>



### INDICACIONES

- a) La inmersión de las películas debe ajustarse a un tiempo mínimo determinado, que depende del fijador y de la película.
- b) La luz actínica debe ser utilizada una vez neutralizada completamente la acción del revelador, es conveniente, en consecuencia, tomar como margen de seguridad un lapso mayor o menor según el fijador.
- c) El desgaste del baño, que depende principalmente de la superficie de película fijada, en la práctica puede conocerse por el tiempo que tarda en aclararse el negativo.<sup>2</sup>

#### 4.2.4 Lavado.

El principal objetivo del lavado es eliminar por disolución totalmente los compuestos que quedan en la emulsión una vez retirada la película del baño fijador, estos compuestos si no son eliminados. con el tiempo se unen con la plata pudiendo llegar a inutilizar la imagen.

Para lograr que este paso sea eficaz se debe de utilizar agua corriente, cuya circulación se haga, dentro del tanque, desde el fondo hacia la superficie, colocando las películas una delante de otra, a fin de evitar que el fijador que se elimina de las últimas lo reciban las primeras.

Los principales factores para la duración del lavado son: la temperatura y la renovación del agua; ya que una temperatura excesiva puede provocar la fusión de la emulsión y si no hay renovación del agua, la proliferación de microorganismos puede, después de un tiempo, llegar a afectar la emulsión.<sup>16</sup>



### 4.2.5 Secado.

Una vez retirada la película radiográfica del agua, se deja escurrir sobre el tanque y se procede al secado. El secado se mejora introduciendo la película previamente en un baño de agua con un agente humectante ya que éste al disminuir la tensión superficial hace que la superficie de la película se muestre humedecida, no como ocurre por lo común, en que se presenta gotas que retrasan parcialmente el secado. La utilización del agente mejora, facilita y acelera el secado.

Una vez, retirada la película de este baño o directamente del tanque de lavado, se debe de colocar en lugares donde circule aire limpio. Hay gabinetes especiales para este proceso.<sup>16</sup>



### 4.3 INTERPRETACIÓN RADIOGRÁFICA

Una vez obtenida la imagen radiográfica del objeto, empieza la interpretación radiográfica, ésta se va a basar en la observación de los tonos, densidades, nitidez, etc. todo basado en la radioabsorción.



Fotografía. N° 5 Radiografía lateral de cráneo



Fotografía. N° 6 Radiografía de mano.

#### 4.3.1 DENSIDAD RADIOGRÁFICA.

Dentro de la composición de la película radiográfica, se encuentran sales de bromuro de plata, las cuales se sensibilizan al paso de los Rayos Roentgen y, se convierten en plata metálica negra, la imagen radiográfica, es el resultado de la distribución de estas partículas de plata metálica negra, ya que forman depósitos de distintas densidades.<sup>17</sup>



El tono o grado de densidad radiográfica, es el elemento clave para la interpretación. Los factores determinantes de la radioabsorción son:<sup>16</sup>

- **Densidad**
- **Espesor**
- **Número Atómico**

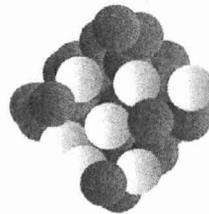
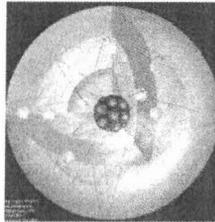


Figura N° 3 Esquema de un átomo y de la densidad (cantidad de átomos)

### **Densidad Física.**

La densidad, es la cantidad de átomos por unidad de volumen, es decir entre más denso sea un cuerpo, será mayor la radioabsorción. Entre mayor sea la radioabsorción, menor cantidad de Rayos Roentgen llegarán a la película, (por lo tanto, menos sales de bromuro de plata sensibilizadas, menor cantidad de depósitos de plata metálica negra, obteniendo así, una imagen radiopaca).

De las distintas densidades, generan diferentes grados de radioabsorción por lo tanto se tendrán distintos tonos.

Por ejemplo, en los tejidos duros del diente predomina el elemento calcio en distintas densidades. Por lo tanto se obtienen radiográficamente distintos tonos.



### Espesor

Entre más espesa sea una estructura, mayor será el grado de radioabsorción, este punto da el contraste del objeto. Las variaciones del espesor pueden ser provocadas ya sea bruscamente, progresivamente o en su defecto por la dirección de los Rayos Roentgen.

### Número Atómico

El número atómico, es el principal responsable, de la radioabsorción, ya que entre mayor sea éste, mayor será su poder de radioabsorción. Teniendo así que es la radioabsorción *es directamente proporcional al número de electrones de los átomos constituyentes e inversamente proporcional a los mismos.*

Por lo tanto, un cuerpo por la cantidad de radioabsorción, resultará radiográficamente, como radiopaco, radiolúcido o radiotransparente, teniendo que:

- Cuando un cuerpo absorbe una mediana cantidad de Rayos Roentgen, y éstos no llegan en su totalidad a la película, ésta se tornará gris, ya que los Rayos Roentgen sensibilizaron muy poco a las sales de bromuro de plata, obteniendo así un cuerpo: *Radiolúcido*<sup>25</sup>.

Por ejemplo:

Los Tejidos blandos del diente



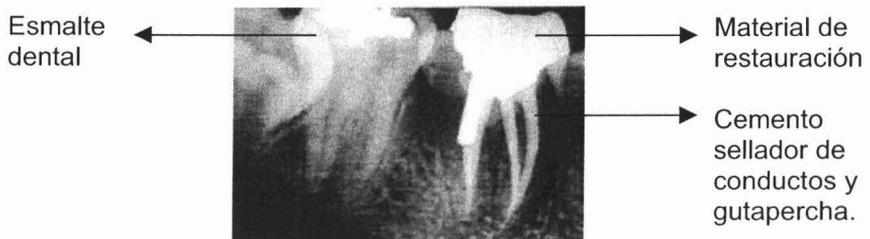
Cámara pulpar

Fotografía. N° 7 Radiografía dentoalveolar de zona de molares inferiores<sup>11</sup>



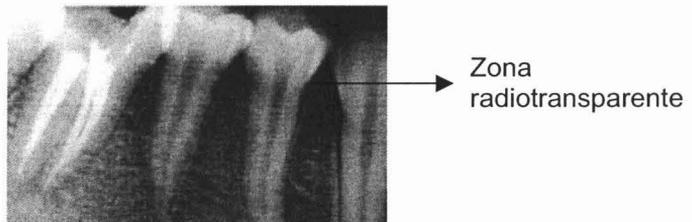
## CAPÍTULO 4

- Cuando un cuerpo absorbe casi en su totalidad a los Rayos Roentgen, y éstos prácticamente no llegan a la película, ésta se tornará blanca, ya que los Rayos Roentgen no sensibilizaron a las sales de bromuro de plata y éstas no se convirtieron en plata metálica negra. Por lo tanto se obtendrá, un cuerpo: *Radiopaco*<sup>19</sup>  
Por ejemplo: el esmalte dental



Fotografía. N° 8 Radiografía dentoalveolar de zona de molares inferiores esquematizando diferentes grados de radiopacidad. <sup>11</sup>

- Cuando un cuerpo absorbe una mínima cantidad de Rayos Roentgen, y éstos llegan prácticamente en su totalidad a la película, ésta se tornará negra oscura, ya que los Rayos Roentgen sensibilizaron a las sales de bromuro de plata y éstas se convirtieron en plata metálica negra, obteniendo así un cuerpo: *Radiotransparente*<sup>25</sup>.  
Por ejemplo: el aire.



Fotografía. N° 9 Radiografía dentoalveolar de zona de molares inferiores esquematizando la radiotransparencia en una Rx .dentoalveolar. <sup>11</sup>



Para la interpretación de una película radiográfica, esta deberá cumplir con ciertas características para poder interpretarla, las cuales son:<sup>18</sup>

- La pieza dentaria a analizar debe estar en el centro de la película para poder examinar en su totalidad.
- La radiografía debe incluir toda el área de interés.
- El borde de la película debe estar cerca y paralelo a la cara oclusal o al borde incisal de los elementos dentarios para que el ápice aparezca en el centro de la radiografía.
- El ápice del diente debe estar visible por completo y ubicado, por lo menos, a 3 mm del borde de la película.
- Debe tener un contraste y densidad adecuados.
- Debe presentar contornos nítidos bien definidos.
- La imagen no debe ser elongada ni acortada.
- No debe tener manchas ni rayaduras ni impresiones digitales.

Para lograr una mayor y mejor información posible a la hora de interpretación, es necesario leerlas en un medio ambiente adecuado, se debe contar con un negatoscopio del tamaño necesario, con iluminación brillante, suficiente, uniforme y de intensidad variable para iluminar las radiografías más oscuras, el cual debe permitir la comodidad del observador en un área tranquila y bajo luz tenue. Es conveniente bloquear la luz que rodea al negatoscopio, esto con el fin de no viciar la luz.

Se deberán emplear buenas lentes de aumento que permitan el estudio detallado de las regiones más importantes de la película. Para leer una radiografía, primero se debe corroborar que las imágenes que se analizan corresponden al paciente que se está diagnosticado, después determinar la normalidad de los hallazgos radiológicos para posteriormente evaluar lo patológico. Es importante señalar que la normalidad es un rango que tiene un carácter relativo. Por lo tanto, se debe analizar que hallazgos están fuera del rango normal y cuales necesitan mayor investigación o tratamiento. En general la simetría bilateral sugiere que se trata de una estructura normal.



### Descripción de los datos radiográficos

En el caso de existir una alteración en la radiografía, se deben describir minuciosamente todos datos que ésta proporciona de una manera ordenada y en secuencia. De esa forma el clínico evitará cometer errores por la omisión de algún detalle.

La descripción debe incluir la siguiente información:<sup>18</sup>

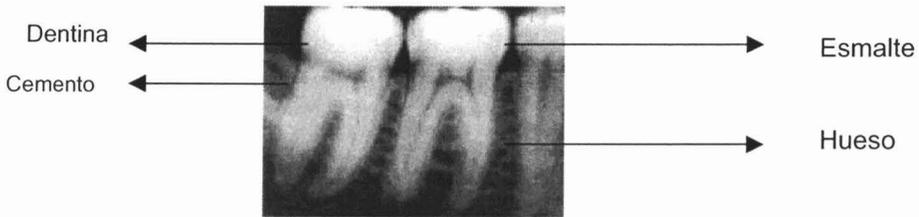
- I. Localización y tamaño.
- II. Características del margen o contorno.
- III. Contenido de la lesión.
- IV. Efecto de la lesión en los dientes.
- V. Cambios óseos inducidos por la lesión.



**4.4 RADIOANATOMÍA DENTAL**

Los tejidos dentales, se pueden dividir en tejidos duros y tejidos blandos, teniendo que los duros son: el hueso, el cemento, la dentina y el esmalte, todos serán radiopacos<sup>19</sup>, ya que se caracterizan por tener en común el calcio, pero con diferentes densidades; las diferentes densidades provocan diferentes grados de absorción por lo tanto darán distintos tonos, ya que a medida que aumenta la densidad el tono resultara mas claro, el aumento de la densidad es directamente proporcional al aumento del calcio.

20



Fotografía. N° 10 Esquematisando los tejidos duros del diente.

▪ **Tejidos Duros**

<i>Tejido</i>	<i>Densidad</i>
Hueso Esponjoso	1.15
Compacto	1.85
Cemento	2.00
Dentina	2.10
Esmalte	2.95

Tabla N° 18 Nombrando los tejidos del diente y sus densidades.<sup>19</sup>

**Tejidos Blandos**

Los tejidos blandos en general tienen una densidad próxima a la del agua<sup>16</sup> presentan un tono radiolúcido y normalmente se pueden diferenciar entre sí.



La densidad de aire es la que ocupa las cavidades neumáticas y tiene una densidad de 1000 veces menor que la del agua, por lo que un cuerpo radiotransparente se verá en un tono más oscuro.<sup>16</sup>

El esmalte dental, es un tejido de alta densidad cálcica por lo que es el tejido más radiopaco del organismo, a continuación se desarrollan todos los componentes de los tejido dentarios, para comprender mejor el porque de su radiopacidad.<sup>16</sup>

### Componentes principales del esmalte:

ELEMENTO	NOMBRE	NUM. ATÓMICO	MASA ATÓMICA	GRUPO	PERIÓDO	ANÁLISIS
Ca	CALCIO	20	40.08	II A	4	(PORCENTAJE EN PESO) 33.6 - 39.4
P	FOSFÓRO	15	30.97376	V A	3	16.1 - 18.0
CO <sub>2</sub>	CARBONATO	27	58.9332	VIII	4	1.95 - 3.66
Na	SODIO	11	22.98977	I A	3	0.25- 0.90
Mg	MAGNESIO	12	24.305	II A	3	0.25-0.90
Cl	COLORO	17	35.453	VII A	3	0.19-0.30
K	POTASIO	19	39.098	I A	4	0.05-0.30
F	FLUOR	9	18.99810	VII A	2	PARTES POR MILLÓN MAYOR DE 50,000 EN LA SUPERFICIE
Fe		26	55.847	VIII	4	8-218
Zn	ZINC	30	65.38	II B	4	152-227
Sr		38	87.62	II A	5	50-400
Cu	COBRE	29	63.546	I B	4	10-100
Mn		25	54.9380	VII B	4	0-18
Ag	PLATA	47	107.868	I B	5	0-100

Tabla N°19 Componentes del esmalte, su peso atómico y otras características.<sup>19</sup>

**Componentes principales de la dentina:**

ELEMENTO	NOMBRE	NUM. ATÓMICO	MASA ATÓMICA	GRUPO	PERÍODO	DENTINA HUMANA SECA
Ca	CALCIO	20	40.08	II A	4	26-28
P ( $\text{PO}_3^{3-}$ o $\text{HPO}_4^{2-}$ )		15	30.97376	V A	3	12.2-13.2
P	PIROFOSFATO	15	30.97376	V A	3	ALREDEDOR DE 0.05
$\text{CO}_2$	CARBONATO	27	58.9332	VIII	4	3.0-3.5
Na	SODIO	11	22.98977	I A	3	0.7
Mg	MAGNESIO	12	24.305	II A	3	0.8-1.0
Cl	COLORO	17	35.453	VII A	3	0.4
K	POTASIO	19	39.098	I A	4	0.02-0.04
F	FIERRO	9	18.99810	VII A	2	50-10,000
Fe		26	55.847	VIII	4	60-150
Zn	ZINC	30	65.38	II B	4	200-700
Sr		38	87.62	II A	5	100-600

Tabla N° 20 Componentes de la dentina, su peso atómico y otras características.<sup>19</sup>



### 4.4.1 Interpretación de las radiografías dentoalveolares

Para interpretar las radiografías dentoalveolares, adecuadamente se debe seguir una sistemática. Debemos partir de que se deben de ver por completo las coronas y las raíces, que estén tomadas por grupos dentarios, llevar un orden en la interpretación, la mayoría de los autores recomiendan que la interpretación se haga de coronal hacia apical, de derecha a izquierda, obviamente empezar a nivel de la corona observar el grado de destrucción, por caries o por tamaño de restauraciones, ir hacia apical, observar si hay protecciones pulpares, pulpotomías y anomalías, la imagen de los conductos, si es continuo o se bifurca, trifurca, etc., número y forma de las raíces, el grosor de el espacio del ligamento periodontal, y el estado del trabeculado, etc. todo hay que evaluar, ya que sin una buena interpretación radiográfica puede conducir a errores provocando un mal diagnóstico y por consiguiente un fracaso en el tratamiento.

Las limitaciones de las radioproyecciones, son porque sólo le ofrece al profesional datos sugestivos no es un prueba concluyente y no debe considerarse como la última y definitiva al considerar un problema clínico, ya que la mayor limitación de la radiografía es que sólo se pueden ver dos dimensiones y la falta de la tercera dimensión que sería vestibulolingual, solo se podrá ver mediante técnicas diferentes de angulación para la radioproyección.<sup>4</sup>

Los Rayos Roentgen en Endodoncia se utilizan como auxiliar en el diagnóstico de los tejido duros de los dientes y tejidos periapicales, para valorar la ubicación, forma, tamaño, dirección de las raíces y conductos radiculares, para calcular la longitud de trabajo antes de la instrumentación de la zona apical del conducto, localizar conductos difíciles de o revelar la presencia de conductos no sospechados al examinar la ubicación de un instrumento en un conducto, ayudan a localizar la pulpa que se ha calcificado coronalmente, establecer la posición relativa de las estructuras en posición

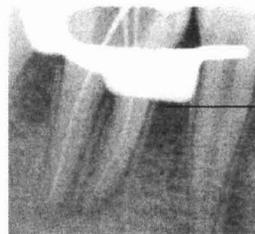


vestibulolingual, confirmar la posición y adaptación del cono central de obturación, ayuda a evaluar la obturación final del conducto radicular, facilita la localización de objetos extraños, localización de una raíz en cirugía radicular, examina la eliminación de fragmentos de diente, de exceso de material de obturación, así como ayuda a valorar el éxito o fracaso del tratamiento endodóntico.<sup>11</sup>

En general las radiografías necesarias en un tratamiento de conductos radiculares son: de diagnóstico o inicial, conductometría, conometría prueba de puntas, final y control inmediato, también es recomendable de control tardío de 6 a 12 meses posterior a alguna patología pulpoperiapical y de 1 a 3 años en periodontitis.<sup>10</sup>



Radiografía inicial



→ Limas endodónticas

Conductometría



→ Obturación

Conducto obturado



→ Restauración

Órgano dental rehabilitado

Fotografía N° 11 Secuencia de control radiográfico básico para un tratamiento de conductos<sup>10</sup>



### 5.1 MATERIALES Y MÉTODOS.

Este estudio fué realizado en el laboratorio de Materiales Dentales de posgrado de Odontología, de la Universidad Nacional Autónoma de México, y en el área de Imagenología de la Facultad de Odontología de la misma casa de estudios. El estudio se basó completamente en los requerimientos de la norma número 57 de la ANSI/ADA para materiales de obturación endodóntica.<sup>9</sup> en su punto número 3.4.

### INDICACIONES DE LA NORMA

**3.4** 1mm de hueso cortical y de dentina tienen la radiopacidad equivalente a 1 mm de 1100 de aleación de aluminio, las imágenes claras, son producidas por lo menos con 2 mm de grosor con diferencias entre los materiales.

Cuando sean probados de acuerdo a la forma descrita en el punto 5.2 todos los materiales deberán mostrar una radiopacidad no menor al equivalente de 4 mm de aluminio.

**5.2** La radiopacidad para el tipo I clase 2 (estandarizada) y puntas accesorias convencionalmente para tipo II y tipo III, clase 1, 2, y 3 deben ser probados con el siguiente procedimiento.

### EQUIPO:

La radiopacidad de estos materiales puede ser determinada por medio de la comparación de un disco del material en 10 mm de diámetro con un grosor uniforme de 2 mm y una gradilla de aluminio, que su grosor tenga un incremento de 1 a 10 mm. Un aparato de rayos X, que sea capaz de producir una radiación de 65Kv y de 10 mA, puede ser utilizado con las radiografías que son aprobadas, por los estándares americanos internacionales del grupo



D, para obtener la radiografía de las pruebas de estos especímenes, y la distancia focal de 400 mm (16 pulgadas).

La filtración es de 2.5 mm, el aluminio utilizado para la filtración y para la gradilla, deben tener un 99% de aluminio de acuerdo con las especificaciones B209 de ASTM (típicamente 100).

### **PROCEDIMIENTO**

Para los materiales del tipo I y II, se prepara la mezcla según las indicaciones del fabricante y se coloca dentro del diámetro, de una loseta de vidrio de 10 mm para formar un grosor uniforme de 2mm.

Posicionar el espécimen preparado en el centro de la radiografía adyacente a la gradilla de aluminio. Irradiar el espécimen y la radiografía a 65 Kv y 10 mA a una distancia focal de 400 mm (16cms), por un tiempo de 1 segundo.

Después de desarrollar estos se revelará y fijará la película radiográfica a la temperatura y por período recomendado, la película deberá ser lavada y secada.

A través de la película se puede medir la densidad radiográfica de la imagen radiográfica del espécimen y la totalidad expuesta utilizando el densitómetro.



### METODOLOGÍA O DESARROLLO

Se utilizaron, cuatro cementos selladores de mayor uso odontológico, los cuales fueron, cemento sellador a base de óxido de zinc y eugenol marca Silco<sup>®</sup>, cementos sellador a base de hidróxido de calcio marca Apexit<sup>®</sup>, cemento Sellador a base de resinas marca Ah Plus<sup>®</sup>, y cemento sellador a base de ionómero de Vidrio marca Ketac-Endo<sup>®</sup>.

Se realizaron dos muestras de cada uno de los cementos selladores.

- **Cemento sellador Silco<sup>®</sup>,**
- Este cemento sellador, no traía especificaciones del fabricante, así que se manipuló en una proporción de 2:1 como todos los cementos de polvo líquido, hasta la obtención del cemento en la fase de hebra, de dos centímetros, con movimientos circulares y horizontales



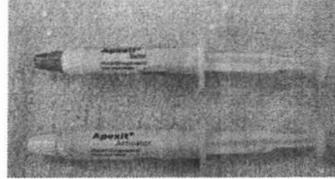
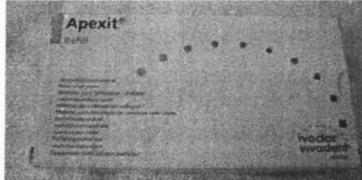
Fotografía N° 12 y N° 13 Manipulación del cemento sellador Silco<sup>®</sup>

- Una vez realizada la mezcla de los materiales, se procedió a la inmersión de ésta en los hacedores metálicos los cuales, tienen una medida de 2 mm de alto x 10 mm de ancho. previamente empapados en un aceite de silicón para facilitar su extracción, una vez fraguado.

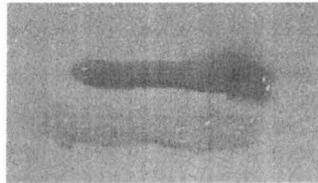
Se colocaron en un compresor, etiquetado para su completa identificación y se introdujeron al horno.



- **Cemento sellador Apexit®**,

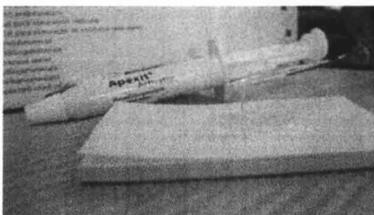


Fotografía. N° 14 Presentación comercial del cemento sellador Apexit®



Fotografía N° 15 Proporción para manipulación del cemento sellador Apexit®

- Para su manipulación no se contó con las instrucciones del fabricante, ya que éstas no vienen proporcionadas.
- La proporción fue de 1:1

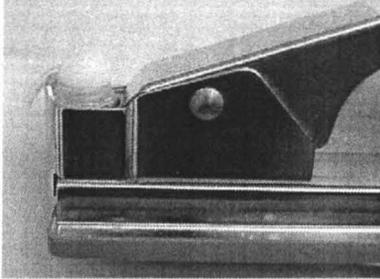


Fotografía. N° 16 Manipulación del cemento sellador Apexit®

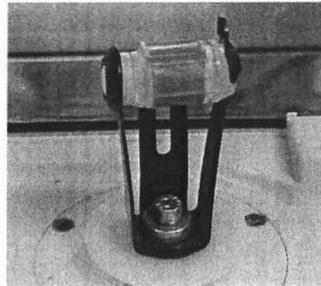
- Se manipuló con movimientos circulares y horizontales, hasta homogenizar las pastas, y obtener la consistencia de hebra, de 2 centímetros de largo.



- **Cemento sellador Ketac-Endo®**
- El cemento sellador, Ketac-Endo® se manipuló según las indicaciones del fabricante, y con sus aditamentos para manipulación.

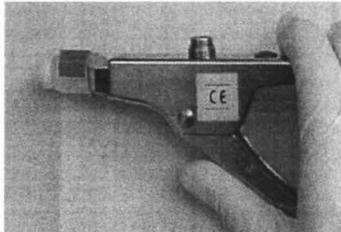


Activación de la mezcla

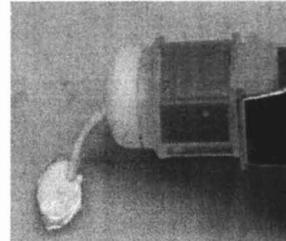


Cápsula en el amalgamador para perfecto mezclado

Fotografía 17 Manipulación del Ketac-Endo®



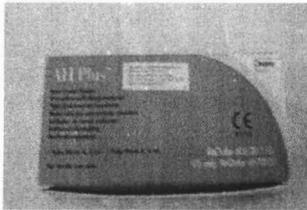
Pinza aplicadora



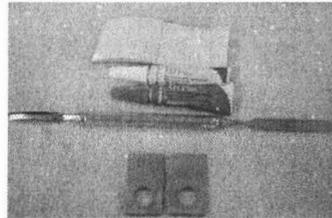
Aplicación del cemento

Fotografía 18 Manipulación de la mezcla del Ketac-Endo®

- **El cemento sellador AH Plus®**, se manipuló de acuerdo a las instrucciones del fabricante.

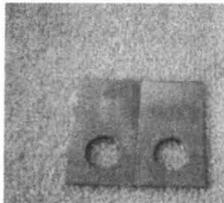


Fotografía N° 19 Presentación comercial del cemento sellador AH Plus®



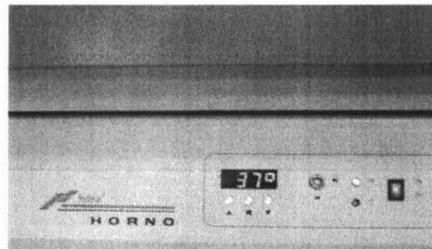
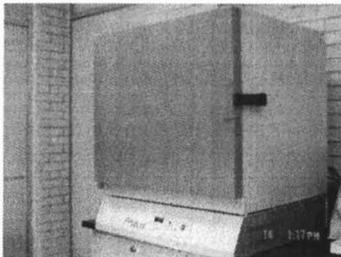
Fotografía N° 20 Material para manipulación del cemento sellador AH Plus®

- Una vez realizadas todas las muestras, se llevaron a los hacedores metálicos

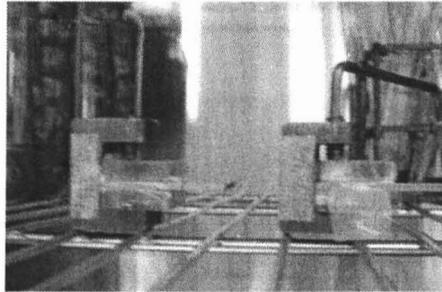


Fotografía N° 21 Hacedores y compresor con el cemento sellador

- El hacedor, con el material, se prensó para lograr su completa uniformidad.
- Las muestras, se dejaron en el horno una semana para su total fraguado, a una temperatura de 37°C.



Fotografía. N° 22 Imagen fotográfica del horno y del control de la temperatura.



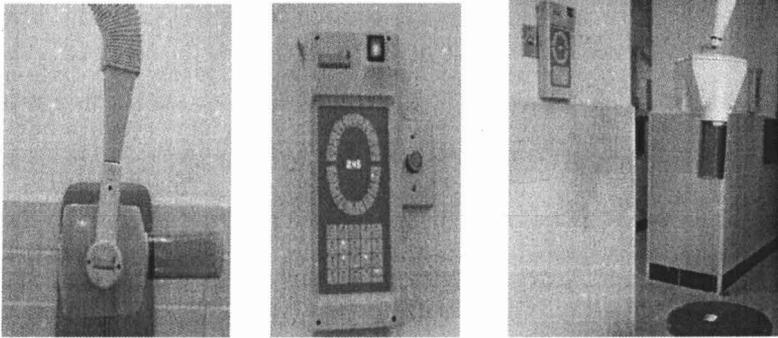
Fotografía. N° 23 Interior del horno

- A la semana de la preparación, se sacaron las muestras del horno, verificamos que estuvieran completamente fraguados los cementos, resultando todos positivos a excepción del cemento sellador Silco® y se dejaron nuevamente las muestras en el horno.
- Una vez obtenidas las muestras se sacaron de los compresores y hacedores, resultando de la siguiente manera.



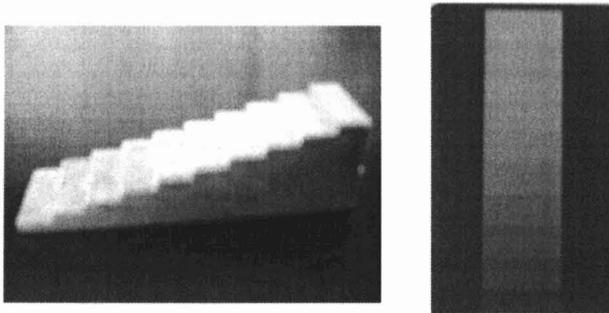
Fotografía. N°24 Una muestra de Ketac-Endo®.

- Se prosiguió a la toma de radiografías, en el área de Imagenología de la Facultad de odontología. Se siguieron las indicaciones de la norma<sup>8</sup>, para la toma de radiografías, por lo tanto, se usó el aparato de Rayos Roentgen, (Rayos X) dental Sélter Focus Of. Tube Toshiba DG 0731<sup>®</sup> con un kilovoltaje de 70 y un miliamperaje de 8.



Fotografía. N° 25 Toma de radiografías

- La técnica radiográfica consistió en tomar la radiografía a una distancia foco objeto de 40 centímetros.
- Se colocaron sobre la radiografía, la gradilla de aluminio así como la muestra obtenida. Se procedió a radioproyectar las imágenes y posteriormente al procedimiento de laboratorio.



Fotografía. N°26 Gradilla de aluminio para medir la Radiopacidad de los materiales.  
Vista de perfil y radiográficamente.

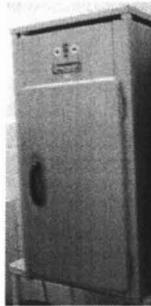
- Este procedimiento se le realizó a cada una de las muestras.
- El procedimiento de laboratorio, se realizó verificando la temperatura de los líquidos, con el termómetro obteniendo así, que la temperatura que se



usó fué de 20°C., una temperatura aceptable para varios autores, ya que de ser mayor podría ocasionar un velo en la película.

Primeramente se realizó el procedimiento de revelado, este procedimiento fue mediante la técnica manual, el tiempo de revelado fué de 45 segundos, posteriormente se siguió al paso de detención y éste se realizó bajo el chorro de agua, para poder eliminar toda la solución reveladora, que de pasar a fijador alteraría su composición.

- Se prosiguió al proceso de fijado, el cual tuvo una duración de 7 minutos y se considera como el tiempo ideal. La finalidad de este paso es eliminar por disolución las sales de plata.
- Después de los siete minutos, se sacaron del líquido fijador, se lavaron las radiografías y se colocaron dentro del horno de secado.



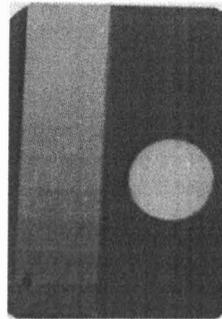
Fotografía. Nº 27 Imagen fotográfica del horno de sacado vista exterior e interna.

- Este mismo procedimiento se le realizó a cada una de las tomas. Una vez obtenidas todas las imágenes radiográficas se llevaron al negatoscopio para su análisis.



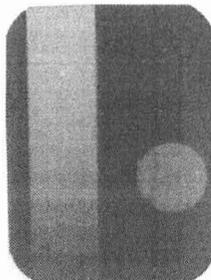
### 5.2 RESULTADOS

Los resultados obtenidos fueron que: el cemento sellador a base de óxido de zinc y eugenol, marca Silco<sup>®</sup> de la casa comercial Productos Endodónticos Especializados, cuenta con una radiopacidad mayor de 4 mm de aluminio que pide la norma ya que las radioproyecciones obtenidas en promedio mostraron una radiopacidad correspondiente a 10 mm de aluminio.



Fotografía. N° 28 Imagen radiográfica de la muestra de Silco<sup>®</sup> con la gradilla de aluminio

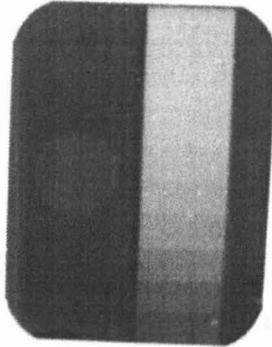
- El cemento sellador a base de Hidróxido de Calcio, marca Apexit<sup>®</sup>, de la casa comercial Vivadent<sup>®</sup>, cuenta con una radiopacidad mayor de 4 mm de aluminio que pide la norma ya que las radioproyecciones en promedio mostraron una radiopacidad de 6 mm de aluminio.



Fotografía. N° 29 Imagen radiográfica de la muestra de Apexit<sup>®</sup> con la gradilla de aluminio

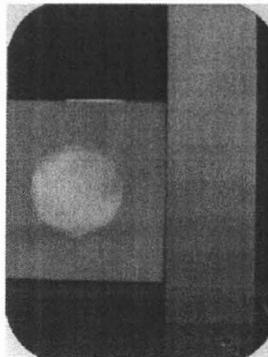


- El cemento sellador a base de ionómero de vidrio, marca Ketac-Endo<sup>®</sup> de la casa comercial, Espe GMBH no cuenta con una radiopacidad mayor de 4 mm de aluminio que pide la norma ya que las radioproyecciones en promedio mostraron una radiopacidad de 2 mm de aluminio.

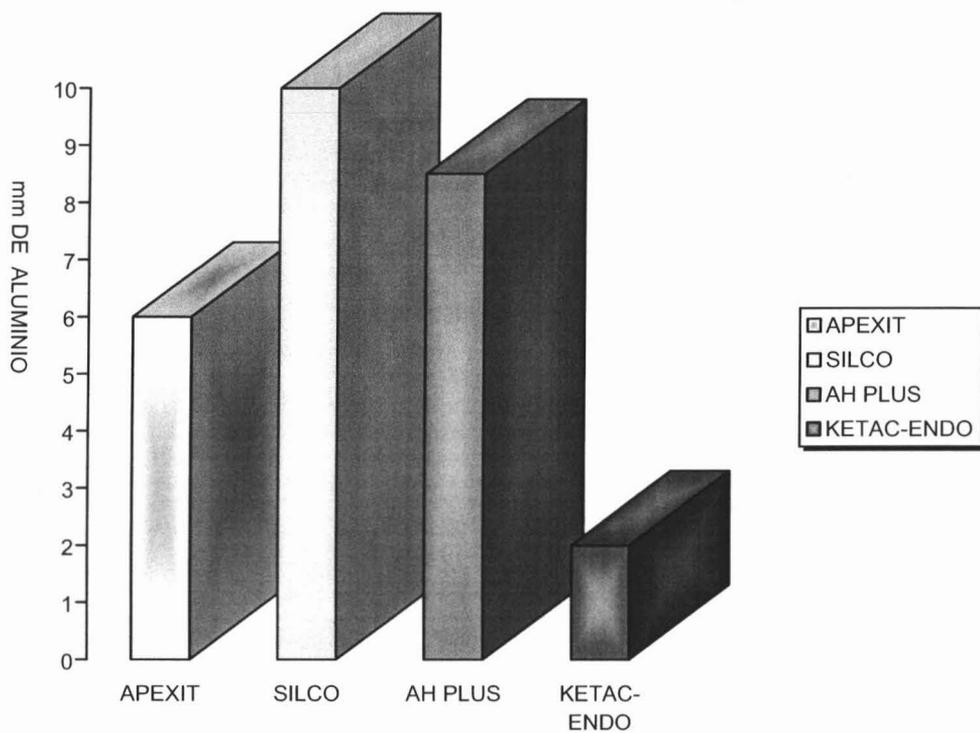


Fotografía. N° 30 Imagen radiográfica de la muestra de Ketac-Endo<sup>®</sup> con la gradilla de aluminio

- El cemento sellador a base de resinas, marca AH Plus<sup>®</sup> de la casa comercial Dentsply, cuenta con una radiopacidad mayor de 4 mm de aluminio que pide la norma ya que las radioproyecciones mostraron en promedio una radiopacidad correspondiente a 8.5 mm de aluminio.



Fotografía. N° 31 Imagen radiográfica de la muestra de AH Plus<sup>®</sup> con la gradilla de aluminio.



Gráfica número 1- Promedios de la Radiopacidad de los cementos selladores estudiados.



## CAPÍTULO 5

Tenemos que la composición de los cementos selladores a base de óxido de zinc y eugenol, y los materiales que le dan la radiopacidad son:

---

---

	<b>Óxido de Zinc</b>	<b>42%</b>	<b>NÚM ATÓMICO 30</b>
<b>POLVO</b>	Resina de estaibelita	27%	
	<b>Subcarbonato de bismuto</b>	<b>15%</b>	<b>PESO ATÓMICO 209</b>
	<b>Sulfato de bario</b>	<b>15%</b>	
	Borato sódico Anhidro	1 %	
<b>LÍQUIDO</b>	Eugenol	100 %	

---

Composición de cementos selladores a base de hidróxido de calcio y los materiales que le dan la radiopacidad.

---

Hidróxido de calcio	25.0 %	
<b>Sulfato de bario</b>	<b>18.6%</b>	<b>Peso atómico 137,36</b>
<b>Óxido de zinc</b>	<b>6.5%</b>	<b>Núm. atómico 30</b>
		<b>Masa atómica 65.38</b>
Dióxido de titanio	5.1%	
Estearato de zinc	1.0%	

---



Composición de cementos selladores a base de ionómero de vidrio y los materiales que le dan la radiopacidad.

Polvo	líquido
Lantato de calcio	Copolímero de ácido maléico y ácido cítrico
Lantato de aluminio	Ácido tartárico.
Lantato de fluoruro	
Lantato de silicato	
Wolframito de calcio	
Pigmentos	

Composición de cementos selladores a base de resinas y los materiales que le dan la radiopacidad.

Polvo de plata	10 %	Peso atómico 107.8
Óxido de bismuto	60 %	Peso atómico 209
Dióxido de titanio	5 %	Peso atómico 47
Hexametilentetramina	25%	
Gel	Éter Bisfenol Diglicidilo	

Conforme a las características de los componentes de los cementos selladores, se esperaba una radiopacidad mayor de los cementos selladores a base de óxido de zinc y eugenol y una radiopacidad menor de los cementos selladores a base de ionómero de vidrio, lo cuál de acuerdo a los resultados confirmaron esta hipótesis.



### 5.3 DISCUSIÓN

Para evaluar la radiopacidad de los cementos selladores se utilizaron para este estudio los cementos más comercialmente utilizados de nuestro mercado, los cuales fueron el cemento sellador Silco® que es a base de óxido de zinc y eugenol, el Apexit® a base de hidróxido de calcio, el Ketac Endo® a base de ionómero de vidrio y el Ah Plus® a base de resina, al igual que los han comparado diversos autores.

En 1981, Beyer Olsen, Orstavik<sup>20</sup>, realizaron un estudio comparando la radiopacidad de 40 cementos selladores, mediante el fotodensitómetro y la gradilla de aluminio, sólo que en su estudio variaron el kilovoltaje y el miliamperaje, obviamente obtuvieron variaciones en la lectura, pero en comparación con nuestro estudio los cementos selladores utilizados no fueron sometidos a ninguna variante en cuanto al kilovoltaje y miliamperaje pues utilizamos sólo lo que marca la norma, por lo tanto no tuvimos diferentes lecturas radiográficas,

Higginbotham<sup>22</sup> comparó y midió la radiopacidad de seis cementos selladores de acuerdo al paso de luz a través de la radiografía, él evaluó la luminosidad ópticamente pero, no realizó ninguna recomendación.

Aunque en nuestro estudio el propósito fue evaluar la calidad de la radiopacidad, pudimos observar que el tiempo de fraguado en algunos materiales no es el que indica el fabricante, como sucedió con el cemento sellador Silco® y además algunos fabricantes no cumplen con la norma de traer un instructivo con la composición, proporción y manipulación del cemento sellador.

El Dr. Pierce compara la radiopacidad de diversos cementos selladores, pero es el único que compara al Silco® obteniendo una radiopacidad de 5.48 cumpliendo así con la norma y en comparación con



nuestro estudio el Silco® obtuvo un promedio de 10 mm en donde también cumple con la norma.

El Dr. Michael Tagger, obtuvo en su estudio una lectura de 9.0 mm de aluminio del cemento sellador Ah Plus®, con lo cual cumple con la norma y en comparación con nuestro estudio el cemento sellador Ah Plus® obtuvo un promedio de 8.5 mm de aluminio cumpliendo así con la norma establecida.

Además, obtuvo en su estudio una lectura de 3.7 mm de aluminio del cemento sellador Apexit®, con lo cual no cumple con la norma y en comparación con nuestro estudio el cemento sellador Apexit® obtuvo un promedio de 4 mm de aluminio cumpliendo con la norma.



### 5.4 CONCLUSIONES

La radiopacidad es un atributo fundamental de los materiales de obturación ya que es necesario ver claramente el canal radicular para detectar su presencia, la radiopacidad es tan importante que ha sido motivo de diversas investigaciones, se han investigado sus componentes, características y biocomportamiento, pero esencialmente la radiopacidad ha sido analizada, ya que por medio de ésta es la única manera por medio de la cual que se puede evaluar radiográficamente los aciertos y las fallas de la obturación.

Las características de los cementos selladores principalmente deben de contar con elementos lo suficientemente radiopacos, es decir una radiopacidad mayor de la dentina pero, no al grado de enmascarar defectos de obturación, por eso con este estudio coincidimos con el doctor Beyer en que así como están normados los límites mínimos de radiopacidad, también se deben de normar los límites superiores.

En base a la realización de esta investigación también concluimos que es importante para el profesional, contar con bases radiográficas, para obtener una imagen fidedigna del objeto radioprojectado, pues la modificación ya sea del kilovoltaje o miliamperaje, la distancia del tubo, la temperatura de los líquidos, pueden dar errores en la interpretación y por tal motivo un diagnóstico erróneo. así como también las radiografías pueden ser un respaldo como instrumento legal.

Gracias al estudio de los materiales dentales, el profesional cuenta con un control de calidad de los mismos, y que a pesar de que algunos fabricantes no cumplen con la norma de incluir instructivo y componentes, los que sí lo hacen, no siempre son ciertas las propiedades y características que nos indican de su producto, pues simplemente éste no siempre las cumple.



Existen otros métodos de análisis para determinar la radiopacidad de los cementos selladores, tales como el software DIGORA<sup>21</sup>, fotodensitómetro pero desgraciadamente son poca o nulamente accesibles, y probablemente serían una buena opción para futuros estudios.

El saber que radiopacidad presentarán radiográficamente los cementos selladores con los que estamos trabajando, es importante ya que el órgano dentario presenta radiograficamente varias zonas radiopacas, así que es necesario el saber diferenciarlas, y no solamente de manera empírica, sino con bases científicas, las cuales le llevarán a un mejor diagnóstico, tratamiento y desarrollo profesional.



## **Glosario**

**Angstrom:** Equivale a una diez-millonésima de milímetro ó  $0.000.00.1$  ó  $10^{-7}$ . La relación entre  $1^{\text{a}}$  y un milímetro es la misma que hay entre un milímetro y diez kilómetros.

**Amperio:** Unidad de medida de corriente eléctrica equivalente a un coulombio por segundo.

**Amplificación:** Una imagen radiográfica que reproduce un objeto aumentado con respecto a su tamaño real.

**Contraste:** La diferencia en los grados de negrura (densidad) entre áreas adyacentes en una radiografía.

**Densidad:** Grado de ennegrecimiento de una película radiográfica, relación entre una magnitud y el espacio que abarca. La negrura ú oscuridad global de una radiografía.

**Distorsión:** La alteración del tamaño y la forma real del objeto radiografiado. Las imágenes distorsionadas son de tamaño y forma distintos a los del objeto radiografiado.

**Electrón:** Es la partícula elemental de la electricidad.

**Detalle:** Ver nitidez

**Fluidez:** Revisar viscosidad.

**Nitidez:** La capacidad de la película de los Rayos X,  
Para registrar los distintos contornos de un objeto.

**Número atómico:** El número atómico de un elemento en la clasificación periódica es igual al número de sus electrones que giran alrededor del núcleo ó al número de protones que están contenidos en el núcleo.

**Radiación:** La emisión ó propagación de energía a través del espacio ó una sustancia en forma de ondas ó partículas. Propagación de una onda.

**Radioactividad:** El proceso mediante el cual ciertos átomos ó elementos inestables sufren desintegración espontánea. Desintegración de átomos.



**Radiolúcido:** La parte obscura de la radiografía procesada, las estructuras radiolúcidas que se ven en la radiografía carecen densidad y permiten el libre paso del haz de Rayos X con poca ó ninguna resistencia.

**Radioopaco:** La parte de la radiografía procesada que se ve blanca ó clara; las estructuras radioopacas son densas y absorben ó impiden el paso del haz.

Ejemplo:

Esmalte  
Dentina  
Hueso

**Rayo Normal:** Al rayo que incide perpendicularmente al plano de la película.

**Rayo Central:** Rayo ubicado en el centro del haz.

**Película Radiográfica Dentoalveolar:** película dental que se coloca detrás del diente alveólo.

**Película Radiográfica Dental Interproximal:** Es la película dental que se coloca detrás de las coronas y espacios interproximales de dientes antagonistas.

**Película Radiográfica Oclusal:** Es la película radiográfica dental que se coloca en plano oclusal.

**Viscosidad:** La capacidad de un sellador para penetrar en las irregularidades y los conductos accesorios, también se usa el término de fluidez pero, es más correcto emplear el término viscosidad.

**Voltio.-** Cantidad de fuerza electromotriz que, aplicada a un conductor cuya resistencia sea de ohmio, produce una corriente de amperio.



1. De Freitas Aguinaldo, Et All, "*Radiología Odontológica*", Editorial Artes Médicas Latinoamerica, Edición 2002, Pp 3-12.
2. Joen, Ianucci Haring, Et All. "*Radiología dental principios y técnicas*", Editorial Mc Graw-Hill Edición 1996, Pàg, 3-11.
3. Manson - Hing Lincoln R. Et All, "*Radiología Dental*", Salvat Editores, S.A, 3ª Edición 1983, Pp. 1 - 37.
4. Franklin S. Weine, "*Terapéutica en Endodoncia*", 2ª Edición, Salvat Editores, S.A. España 1991.
5. Goldberg Fernando. "*Materiales y técnicas de obturación endodóntica*", Editorial Mundi, Argentina, 1982, Pp.
6. Phillips Ralph W. "*La ciencia de los materiales dentales, de Skinner*", Editorial Interamericana Mc Graw-Hill, México 1993, 615 Pp.
7. Macelti Ricardo Luis, "*Materiales Dentales*", 3ª Edición, Editorial Médica Panamericana. Argentina, 2000
8. Humberto José Guzmán Báez, "*Biomateriales odontológicos de uso clínico*", Cat Editores Ltda Colombia, 1990 Pag 9-10.
9. American National Standard / American Dental Association Specification N° 57 For Endodontic Filling Materials
10. Rodríguez Ponce Antonio, "*Endodoncia, consideraciones actuales*", Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica, Ca. Colombia. 2003
11. Soares Ilson José, Goldberg Fernando, "*Endodoncia, Técnica Y Fundamento*", Editorial Médica Panamericana, Argentina, 2002
12. Grossman L. 1959 "*Terapéutica de los conductos radiculares*", 4ª Edición. Buenos Aires, Pp 95-115.
13. Cohen Stephen, Et All, "*Endodoncia, los caminos de la pulpa*", Editorial Intermédica, Argentina, 1979, 684 Pp.
14. Ortega Alviso, Tesis "*Generalidades de endodoncia*", México, Unam 1982.



15. Ortiz Salaiza y Yamamoto Nagano, Tesis, "*Técnica para la preparación y obturación del conducto radicular*", México, Unam 1982.
16. Gómez Mataldi, Recaredo A. "*Radiología Odontológica.*" Tercera Edición. Ed. Mundi, Argentina. 1979.
17. Pasquet G. Et All, "*Diagnóstico por la imagen en odontoestomatología, medios técnicos. Anatomía normal hallazgos patológicos*", Editorial Masson, S.A. Edición 1993, Pp.1-
18. Basrani; E., Et All, *Radiología en Endodoncia.* 1° Ed. Editorial Amolca, Argentina, 2003.
19. Rad Williams, "*Bioquímica dental aplicada*", Editorial El Manual Moderno, S.A. de C.V, México D.F. 1979.
20. Ivar A. Mjör Ole Fejerskov, Salvat Editores S.A. Barcelona, 1989. Pág. 43 A 121.
21. Beyer- Olsen Em; Orstavik D. Radiopacity of root canal sealers. Oral Surg., V 51. N3, P, 320-8, Mar, 1981.
22. Ferreira Andrade Flaviana Bombarda, Radiopacida de decimientos endodònticos avaliada pelo sistema de radiogarfia digital, Rev.Fob. V.7, N1/2, P. 55-60, Jan-/Jun. 1999 Faculdade de odontologia De Bauru
23. Higginbotham TI. A comparative study of the physical properties of five commonly used root canal sealers. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1967; 24: 89-101.