



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**ESTUDIO COMPARATIVO DE RESISTENCIA AL
DESALOJO DE 2 SISTEMAS DE POSTES
PREFABRICADOS CEMENTADOS CON DIFERENTES
MATERIALES.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

ELSA SEGURA VÁZQUEZ

TUTOR: C.D. ALEJANDRA RODRÍGUEZ HIDALGO

ASESOR: DRA. MARIANA LATORRE GARCÍA.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A mis papás. Por todo el apoyo, la lucha y los sacrificios para ayudarme a finalizar esta etapa en mi vida.

A mi papá. Porque me aconsejaste tantas veces, por que se que te esforzaste muchísimo por mí. Gracias por todo, porque siempre has estado conmigo y has sabido ser un gran padre, pero sobre todo por ser un gran amigo. Te quiero mucho. Y ya puedes descansar...por fin terminamos.

A mi mamá. Que no encuentro palabras para agradecerte tanta ayuda y comprensión. Sabes que te quiero y yo se que nunca voy a poder pagarte todo lo que haces por mí.

A mis hermanas y hermano. Por haber estado siempre conmigo, saben que los quiero muchísimo y que siempre vamos a estar juntos aunque no sea físicamente. Gracias por ser los mejores amigos.

A Isaí. Por haber hecho de estos cinco años los mejores. Sé que no pude toparme con nadie mejor que tu. Gracias por todo lo que me has dado y todo lo que me enseñaste. No sabes como quisiera que estuvieras aquí. Eres lo mejor que me llevo de la facultad y de verdad gracias por todos los momentos lindos. Te amo.

INDICE

Introducción.

CAPITULO I

Tratamiento Endodóncico.

1.1 Características del diente sano.	8
1.2 Características del diente con tratamiento de conductos.	10
1.3 Instrumentación del sistema de conductos.	10
1.4 Obturación del sistema de conductos.	13
1.4.1 Técnica de compactación vertical.	14
1.5 Elección del poste.	15
1.5.1 Longitud del poste.	16
1.6 Preparación de la cavidad para el poste.	17

CAPITULO II

Antecedentes históricos.

2.1 Historia y evolución.	20
2.2 Clasificación de postes.	22
2.3 Postes Colados.	23
2.4 Postes prefabricados.	24
2.4.1 Postes metálicos.	27
2.4.2 Postes cerámicos.	28
2.4.3 Postes de fibra de vidrio.	29

CAPITULO III

Postes radiculares.

3.1 Postes.	30
3.2 Postes de fibra de vidrio.	32
3.3 ParaPost Fiber – lux®.	33
3.4 Postes de fibra de cuarzo.	35
3.5 D.T. Ligth – Post Illusion®.	36

CAPITULO IV

Cementos

4.1 Reseña histórica.	39
4.2 Cementos Selladores.	41
4.2.1 Requisitos del cemento sellador.	41
4.2.2 Tipos de cementos de selladores.	43
4.2.3 Cemento sellador AH Plus®.	45
4.3 Cementos Dentales.	47
4.3.1 Propiedades y características.	47
4.3.2 Clasificación y tipos de cementos.	48
4.4 Ionómero de vidrio.	49
4.4.1 Aplicaciones.	50
4.4.2 Composición y manipulación.	51
4.4.3 Propiedades.	52
4.5 Ionómero de vidrio modificado con resina.	54
4.5.1 Aplicaciones.	55
4.5.2 Composición y manipulación.	55
4.5.3 Propiedades.	56
4.6 Cementos a base de resina.	57
4.6.1 Aplicaciones.	58
4.6.2 Cementos de resina.	58
4.6.3 Propiedades.	60

CAPITULO V

Tipo de Estudio. Comparativo

5.1 Planteamiento del problema.	61
5.2 Justificación	61
5.3 Hipótesis de trabajo.	62
5.4 Hipótesis nula.	62
5.5 Hipótesis alterna.	62
5.6 Objetivo general.	63
5.7 Objetivos específicos.	63
5.8 Material y Metodología.	64

5.9 Resultados.	72
6. Discusión.	76
7. Conclusiones.	78
8. Bibliografía.	79

INTRODUCCIÓN

Debido a la gran demanda se ha incrementado en los últimos años la utilización de materiales restauradores altamente estéticos. La búsqueda de la restauración ideal para dientes tratados endodóncicamente ha sido muy compleja. Variaciones anatómicas, extensión de destrucción, posición en boca, cantidad de hueso remanente y la función designada para el diente como restauración individual o soporte de prótesis ha complicado la selección del tipo de restauración para cada situación específica, dependiendo de la cantidad y calidad de la estructura dental remanente se puede restaurar el diente con restauraciones metálicas vaciadas hasta coronas completas.

Actualmente existen en el mercado diferentes tipos de postes endodóncicos, de los cuales solo mencionaremos dos: 1) Postes prefabricados de fibra de vidrio y 2) Postes prefabricados de fibra de cuarzo. Muchos odontólogos prefieren el uso de sistemas de postes prefabricados ya que son una opción más práctica, menos costosa, y en algunos casos, menos agresiva para los tejidos dentarios cuando se les compara con los postes y muñones colados. Una de las principales ventajas de los postes prefabricados es que permiten el uso de resinas para la reconstrucción del muñón estético, el cual puede ser colocado en una sola cita reduciendo así los costos del laboratorio y el tiempo invertido en el procedimiento restaurador.

Investigaciones hechas acerca de postes y muñones estéticos se han enfocado últimamente hacia la creación de sistemas que sean más fuertes y resistentes a la corrosión, además de ser biocompatibles con los tejidos dentarios y la cavidad bucal.

Hoy en día contamos con nuevos materiales que se adhieren y poseen la capacidad de ofrecerle al diente despulpado un módulo de elasticidad similar al de la dentina, mejorando así la integridad del remanente dental.

Gracias a la Dra. Alejandra Rodríguez Hidalgo por su enseñanza, apoyo y constante estímulo en la realización de este trabajo, usted sabe que sin su ayuda no lo hubiera logrado. A la Dra. Mariana Latorre García, de quien aprendí muchísimo y recibí una gran ayuda. A Fernando Gómez Galicia por su gran colaboración.

A todas las personas que trabajan en el laboratorio de materiales dentales, en especial al Dr. Carlos A. Álvarez y al Dr. Jorge Guerrero Ibarra por su colaboración en el presente trabajo.

A la empresa Viarden por las facilidades otorgadas en la elaboración de este estudio.

CAPITULO I

TRATAMIENTO ENDODONCICO

1.1 Características del diente sano.

En estado de salud el diente está formado principalmente por esmalte que es un tejido duro (el más duro y mineralizado del cuerpo humano), acelular (por lo tanto no es capaz de sentir estímulos térmicos, químicos o mecánicos), que cubre la superficie de la corona del diente. Fig. (1). Está compuesto por:

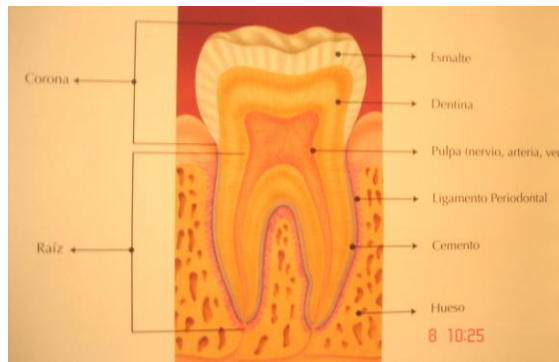


Fig.1. Componentes de un diente sano²

- Un 96% de materia inorgánica (cristales de hidroxiapatita).
- Un 4% de materia orgánica y agua.

Su alto contenido en materia inorgánica lo hace vulnerable a la desmineralización en medios ácidos, pudiendo padecer caries.

La dentina es un tejido duro y con cierta elasticidad, de color blanco amarillento, no vascularizado, que está inmediatamente por debajo del esmalte.

Es un tejido formado por una célula llamada odontoblasto localizada en la pulpa dental.

La dentina contiene gran cantidad de túbulos que en su interior albergan unas fibras nerviosas capaces de transferir sensación de dolor ante estímulos como el frío, el calor o el tacto. La dentina por lo tanto es un tejido sensible.¹

Está compuesta por:

- Un 70 % de tejido inorgánico compuesto por cristales de hidroxiapatita
- Y otro 30% restante formado por materia orgánica (proteínas colágenas) responsables de esa elasticidad y agua

La pulpa dental es un tejido blando y fibroso, muy vascularizado e innervado (muy sensible), formado por células conectivas.

Está localizado en el interior del diente, ocupando el interior de la corona y las raíces.

Tiene las siguientes funciones:

- Sensitiva
- Nutritiva.
- Formativa.
- Defensiva.

1.2 Características del diente con tratamiento de conductos.

Los dientes en los que se han realizado tratamiento de conductos, no solo pierden la vitalidad pulpar; tras la eliminación del proceso carioso, fracturas sufridas o restauraciones anteriores; el tejido remanente queda socavado y debilitado. Los cambios que experimenta un diente tras un tratamiento de conductos son la pérdida de estructura dentaria, pérdida de elasticidad de la dentina, disminución de la sensibilidad a la presión y alteraciones estéticas.² El diente vital se comporta como un cuerpo de estructura hueca, laminada y pretensada. Cuando este recibe una carga funcional la morfología de cúspides y fosetas permite distribuir las fuerzas sin ocasionar daño a las estructuras dentarias. Este comportamiento se pierde drásticamente cuando se eliminan rebordes marginales, vertientes internas de las cúspides y el techo de la cámara pulpar, lo cual hace que aumente la incidencia de fracturas.

Las fibras de colágeno de la dentina tienen como función otorgar resistencia y flexibilidad ante las cargas que el diente recibe, al perder su metabolismo se produce una degradación volviéndose más rígidas y menos flexibles, pero no se llega a manifestar una diferencia clínica con los demás dientes.³

1.3 Instrumentación del sistema de conductos.

El tratamiento de conducto radicular consiste en la eliminación completa de la pulpa que ha sufrido un daño irreversible y de todo el tejido remanente, limpieza, configuración y obturación del sistema del conducto radicular, de manera que se pueda conservar el diente como una unidad funcional dentro del arco dental.

El éxito de la terapia endodóncica depende, en primer término, de la limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares, y esto se lleva a cabo mediante el procedimiento conocido como Preparación Biomecánica.³ Con respecto a la preparación biomecánica, existe diversidad de opiniones y conceptos a lo largo del desarrollo de la Endodoncia. Se han propuesto varias técnicas para facilitar la limpieza y conformación del sistema de conductos radiculares.

Algunos autores mencionan la preparación del conducto desde la porción coronaria hacia el ápice y otras lo inician desde este último y retroceden hacia la entrada del conducto. También se ha propuesto la combinación de ambas técnicas.

Autores como Mullaney, Clem y Schilder publicaron trabajos en los cuales describían una técnica de retroceso, (Step Back), donde se prepara la porción apical con instrumentos de menor diámetro y se continúa ensanchando con el uso de instrumentos de mayor calibre a distancia del ápice, preparando en forma escalonada y progresiva, y la recapitulación o repetición con los primeros instrumentos utilizados para evitar el bloqueo del conducto con dentina. Clem la denominó Step Preparation o Preparación Escalonada. Y Schilder la denominó instrumentación seriada. En el año 1978, un grupo de endodoncistas de la Universidad de Oregon propuso una técnica de instrumentación para conductos con pulpa necrótica que denominaron Escalonada de Avance Progresivo sin Presión (Crown Down o Step Down). Marshall y Pappin en el año 1980, recomendaron el uso de esta y ampliaron su denominación a "preparación sin presión de la corona hacia abajo" en instrumentación de conductos con pulpa necrótica, utilizando fresas Gates Glidden y limas de grueso calibre en los tercios coronarios del conducto y luego limas progresivamente menores desde la corona hacia abajo. Fig. (2).



Fig.2 Preparación apical utilizando la técnica de step back.⁴

Roane publicó en 1985 un artículo en el cual describe el concepto de las Fuerzas Balanceadas. Esta técnica se realiza rotando una lima en sentido horario de forma que la hoja del instrumento se enrosque en la pared dentinaria. Se continúa con una rotación en sentido antihorario de la lima con presión hacia apical. Fig. (3). El empleo de la lima en sentido anti horario corta la dentina mediante las mencionadas fuerzas balanceadas.⁴

Con una tercera rotación, nuevamente en sentido horario el instrumento recoge y remueve del conducto la limadura dentinaria, marcada anteriormente. Se continúa con cada una de las limas hasta llegar al ápice y no se encuentre resistencia.

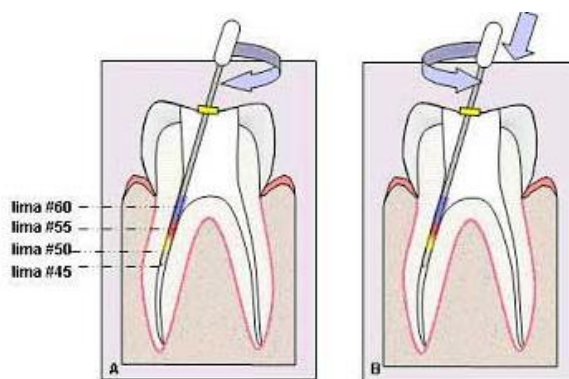


Fig. 3. Limpieza y conformación del conducto con limas manuales utilizando la técnica de fuerzas balanceadas.⁴

En los últimos años, la introducción de nuevos instrumentos mecánicos y de nuevos aparatos ha simplificado la preparación y la obturación de los conductos, permitiendo mejorar en gran medida la práctica clínica, con una reducción notable de los tiempos operatorios.

La introducción de la aleación de níquel-titanio ha revolucionado la práctica endodóncica. La gran elasticidad y la resistencia de la aleación han permitido fabricar instrumentos mecánicos innovadores con una mayor conicidad. Al reducir los tiempos de conformación de los conductos, persiste sin embargo el problema de efectuar una limpieza adecuada de estos para eliminar por completo el material orgánico e inorgánico residual al interior del sistema de conductos radiculares.⁵

De ahí la necesidad de utilizar sustancias irrigadoras capaces de vaciar tridimensionalmente el complejo sistema de conductos. Estas sustancias actualmente utilizadas son: el hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5%, al 2.5%, al 1% y al .5%. Y el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA) al 10%.⁵

1.4 Obturación del sistema de conductos.

Después de la limpieza correcta y de la conformación del sistema de conductos radiculares, el objetivo final es obtener una obturación tridimensional y el sellado de todas las posibles “vías de salida”. Con la obturación de los conductos, las bacterias residuales quedan atrapadas e inactivas entre la gutapercha y las paredes de los conductos.⁶

Algunas de las técnicas de obturación más usuales son:

1. condensación lateral (compactación en frío)
2. condensación vertical con gutapercha caliente (Shilder)

3. condensación vertical con solvente (seccionada modificada del Dr. Kahn)
4. compactación (técnica McSpadden; Termomecánica)
5. técnica termoplastificada o inyectables (Obtura II, Ultrafil)
6. gutapercha químicamente plastificada (cloropercha, eucapercha, xilopercha)
7. cono único.
8. técnica con ultrasonido.
9. Thermafil (Dentsply Maillefer)
10. System B (Analytic Technology).⁷

1.4.1 Técnica de compactación vertical.

Ideada por Schilder en 1967, y modificada por el Dr. Henry Kahn de la Universidad de Loma linda en California. La cual consiste en obturar con gutapercha reblandecida mediante un espaciador caliente y condensado verticalmente (en frío) mediante condensadores o atacadores endodóncicos con un extremo plano.

1. Una vez concluida la preparación biomecánica del conducto radicular, se irriga y se seca con puntas de papel.
2. Se miden el luk que se va a emplear primero, esto es, el que se ajuste al conducto radicular dejándolo 4 mm corto y colocándole un tope de silicón.
3. Se elige una punta de gutapercha no estandarizada que ajuste en el tercio apical, dejándola también 4 mm corta.
4. Se mezcla el cemento sellador y se coloca en el conducto mediante una lima.

En este caso el cemento tiene una consistencia mucho más espesa que en la técnica de condensación lateral y la cantidad que se introduce es mucho menor.

5. Con una hoja de bisturí se corta 4mm la punta de gutapercha que se había seleccionado anteriormente.
6. Se toma el luk que ya se había elegido, se calienta solo pasándolo por la flama. Para adherirle los 4mm de gutapercha.
7. Se coloca solo un poco de cloropercha y se lleva el instrumento de una sola intención al interior del conducto. Se mantiene 10 segundos ejerciendo un poco de presión y se retira el instrumento.
8. Se repite esta operación disminuyendo el tamaño de los luks.
9. Se toman radiografías transoperatorias para verificar que la gutapercha este llenando el espacio del tercio apical del primer segmento.
10. El resto del conducto se obtura de la misma forma hasta llegar a la porción cervical.
11. Se Limpia la cámara pulpar de los restos de cemento sellador y gutapercha.
12. Se sella la cámara pulpar con un cemento temporal para posteriormente restaurarlo definitivamente.

1.5 Elección del poste.

Al efectuar la preparación intraconducto para el poste se debe tomar en cuenta la longitud y el diámetro de la cavidad donde se alojará el poste.

Para determinar la longitud hasta la cual se introducirá el instrumento (y posteriormente el poste), se mide una fresa Gates Glidden sobre la radiografía final posterior al tratamiento de conductos del diente a restaurar.

Se coloca el tope de silicón en el mango de la fresa y se coloca a un punto fijo, en este caso en un punto sobre incisal u oclusal de diente o raíz, para asegurar que se introduce el instrumento hasta la profundidad adecuada. Se inicia la preparación del espacio para el poste eliminando la gutapercha del conducto con un condensador endodóncico caliente. Posteriormente se empieza a ensanchar el conducto con una fresa Pecho o una fresa Gates Glidden que se adapte al conducto.⁸

En algunas ocasiones existen sistemas particulares de poste los cuales ya incluyen un ensanchador o taladro específico, se empezará con instrumentos con la punta de seguridad que siga la vía de menos resistencia, la cual es la gutapercha del conducto. Por medio de una serie de fresas desobturadoras sucesivamente más anchas, se ensanchará el conducto hasta un diámetro ligeramente menor que el del instrumento específico necesario para el sistema a utilizar. Las fresas convencionales usadas sin un ensanchamiento previo del conducto tienen más tendencia a desviarse del conducto original que una fresa Pecho o una fresa Gates Glidden.

1.5.1 Longitud del poste.

Su extensión en la raíz debe ser, como mínimo, igual a la longitud de la corona para una distribución óptima de la tensión con una máxima retención, de otro modo el poste deberá tener dos tercios de la longitud de la raíz, cualquiera que sea la opción más adecuada. Cuanto más largo sea el poste mayor será la retención. Un diente con un poste que tenga una longitud de tres cuartas partes de la corona o menor tiene menos posibilidades de éxito que un diente sin poste. Fig. (4). Sin embargo, el índice de éxito de dientes tratados con postes puede aumentar a más del 97.5% cuando la longitud del poste o supera la longitud de la corona.

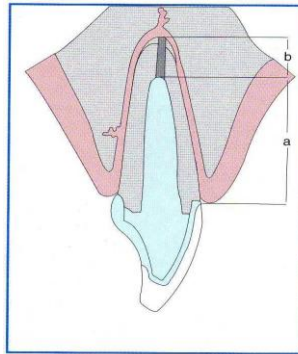


Fig. 4. La longitud del poste debe representar al menos 2/3 del conducto, dejando como mínimo 4mm de sellado endodóntico apical.⁴

1.6 Preparación de la cavidad para el poste.

La colocación del poste se puede hacer inmediatamente después de la obturación. Se puede realizar con fresas Peeso (Peeso reamers), Gates Glidden o las fresas especiales que están especialmente diseñadas para algunos tipos de postes prefabricados. Fig. (5).

Calentar un instrumento o utilizar sustancias para disolver la gutapercha pueden desobturar la sección de la obturación que debería permanecer como sello apical. Utilizar fresas de alta velocidad o aún fresas de baja velocidad pero no diseñadas para desobturar conductos, pueden causar perforaciones, escalones y la preparación de falsos conductos.⁸

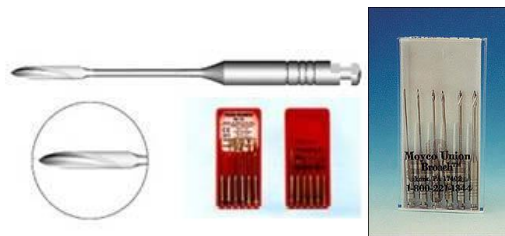


Fig. 5. Fresas Peeso y Gates Glidden.⁴

Una vez que la porción coronal del conducto ha sido removida y el espacio preparado, el material de obturación remanente en el conducto debe ser cuidadoso pero firmemente condensado verticalmente. Una vez colocado el poste, no debería haber espacio entre el material de obturación y la región apical del poste.

En la preparación del lecho endodónico para el poste, que prevé la eliminación de la gutapercha de los tercios medio y coronal, es posible evitar el relleno con gutapercha de la parte del conducto que alojará el poste. Esto permite eliminar una maniobra inútil de colocación y de posterior eliminación de gutapercha, reducir los tiempos operatorios y obtener una mejor adhesión del perno de fibra a las paredes del conducto. De hecho, la ausencia de restos de cemento endodónico y/o de gutapercha sobre las paredes de los conductos es el objetivo fundamental que debe prever el profesional, antes de proceder a la cementación del perno, para conseguir una mejor adhesión de los modernos sistemas adhesivos amelodentinarios a las paredes de los conductos radiculares.

Para tener paredes libres de residuos de gutapercha y/o cemento endodónico se han propuesto dos técnicas diferentes. Una propuesta por Berutti en la sugiere utilizar fresas calibradoras para el lecho del perno antes de efectuar la obturación del conducto, no al final de la compactación. El paso de esta fresa en el interior del conducto, ya listo para ser obturado, deposita sobre las paredes una capa de barrillo dentinario que sirve para impedir, en la siguiente fase de condensación vertical, que la gutapercha y/o el cemento obturen los túbulos dentinarios y los posibles conductos laterales.

Otros autores proponen un método que, en el momento de la obturación endodónica, prevé la elección simultánea del cono de gutapercha y del poste más idóneo a alojar en la parte coronal. El cono de gutapercha,

revestido de una pequeña cantidad de cemento en la parte apical, es introducido con precaución en el interior del conducto para no contaminar con el cemento endodónico las paredes coronales del conducto. Después, el cono se secciona en el interior del conducto, a la profundidad a la que será alojado el perno para la reconstrucción para simplificar esta maniobra, sobre el cono de gutapercha se marca previamente el punto de localización con unas pinzas. Posteriormente se procede a la condensación vertical del cono y después se termina el relleno a retro del conducto y la eliminación de la parte coronal donde se cementa directamente el perno. Lo ideal es evitar la eliminación superflua de dentina radicular sana mediante fresas calibradoras.⁸ Para obturar los tercios medio y coronal de los conductos ya conformados, la solución ideal sería tener no solo los conos de gutapercha correspondientes a la conicidad de los instrumentos endodónicos utilizados para limar los conductos, sino también los pernos de la conicidad correspondientes.

Para crear así una íntima adaptación del poste a las paredes del conducto radicular y potenciar los mecanismos adhesivos de integración (recordemos que para generar adhesión es necesario un íntimo acercamiento entre las partes a unir). Entonces las situaciones donde el poste “nade en un mar” de cemento no deben ser aceptadas. Por regla general el poste instalado hasta el fondo del tallado no deberá tener movilidad, de lo contrario no se conseguirá una buena adaptación y se deberá (si es posible según cada caso) ensanchar hasta la medida siguiente de poste. Si el poste no asienta por completo en la dentina, el medio cementante podrá llenar los espacios comprendidos entre el poste y la dentina; bajo situaciones de fatiga, el poste tiene micromovimientos que destruirán el cemento.

CAPITULO II

ANTECEDENTES HISTORICOS

2.1 Historia y evolución.

Las referencias más antiguas de restauraciones protésicas sobre dientes severamente destruidos datan del periodo de 1603/1867 en Japón, donde realizaron una corona con perno de madera boj, la cual era de color negro (estético para la época).

Pierre Fourchard, en 1728, describió el uso de “tenons” que eran pernos y coronas que se anclaban en los restos radiculares. Fig. (6). Los dientes eran coronas de animales o humanas talladas, dándole la forma del diente a reemplazar. Los pernos en un primer momento fueron realizados en madera, pero por su alta frecuencia de fracturas fue reemplazada por la plata.⁹



Fig. 6. Prótesis de madera diseñadas para desempeñar la misma función que las actuales.⁹

Claude Mouton, en 1746, diseñó una corona de oro sólidamente unida a un perno para ser insertado en el conducto radicular.

Durante el siglo XIX, aparecen numerosos diseños de coronas con sistemas de anclaje radicular, pero la aportación más importante de ese siglo y en la que se basa el procedimiento actual fue la corona Richmond.

Casius M. Richmond, en 1880, ideó la corona-perno constituida por tres elementos: el perno intrarradicular, el respaldo metálico y la faceta cerámica.

A mediados de los años 50 se empezó a utilizar el perno muñón colado en aleación metálica generalmente noble que ahora conocemos, fabricado de forma separada a la corona.

En los años 70 aparecen los pernos metálicos prefabricados y materiales para la reconstrucción directa en la boca del paciente.

En 1990 Dure definió las características con las que debería contar un poste, que son presentar una forma similar a la estructura dental perdida, propiedades mecánicas similares a las de la dentina (modulo de elasticidad de 20mpa), exigir mínimo desgaste de la estructura dental, ser resistente para soportar el impacto masticatorio y presentar módulo de elasticidad próximo a la estructura dental.¹⁰

Para cumplir esta necesidad surgieron postes no metálicos que, por presentar diferentes características de los postes metálicos, poseen algunas ventajas tales como la resistencia a la fatiga y a la corrosión, la biocompatibilidad, la estabilidad y la preservación de la dentina radicular mejorando la integridad del remanente.

Hoy en día hay una amplia gama de posibilidades, que nos pueden brindar una estética máxima como pernos de fibra de vidrio, cerómeros, cerámicas de alta resistencia, etc.

2.2 Clasificación de postes.

Desde un punto de vista general podemos dividir los postes en:

- 1.- Postes colados.
- 2.- Postes prefabricados - y estos a su vez dependiendo del material en:
 - a) Postes metálicos.
 - b) Postes cerámicos.
 - c) Postes de fibra.

Clasificaciones anteriores dividían a los pernos en activos, que son el tipo de postes que brindan mejor retención en el conducto, pero por otro lado son los menos apropiados para las reconstrucciones post-endodóncicas, debido a que el tipo de retención que presentan transmite de manera directa al diente las cargas de masticación ya que son roscados y este hecho provoca la acumulación gradual de estrés en el remanente dentario ocasionando en éste el fracaso por fracturas. Y los postes pasivos que se caracterizan por no ejercer ningún tipo de presión sobre las paredes del conducto radicular; en estos casos el agente cementante es el encargado de distribuir y absorber las cargas de masticación ya que estos postes son de forma lisa. Lo que actualmente ha quedado obsoleto teniendo en cuenta que los activos transmiten excesiva tensión a la dentina radicular provocando múltiples fracturas, por lo que su uso debe ser erradicado.¹¹ Otros autores los clasifican en cónicos y cilíndricos. Los cilíndricos no generan efecto cuña por

su mejor asentamiento en relación a los cónicos, pero requieren mayor eliminación de dentina en el ápice radicular.

2.3. Postes colados.

Hasta 1980 constituían el método más usado y adecuado. Su adaptación a los conductos es perfecta y su radio acidad excelente. Es un procedimiento cómodo para elevar la dimensión de varios muñones a la vez por el método indirecto. Se pueden colar en todas las aleaciones disponibles, pero es preferible hacerlo en aleaciones preciosas o semipreciosas para aproximar su módulo de elasticidad al de la dentina, y evitar fenómenos de corrosión.¹² Fig. (7).

Otros inconvenientes son que incrementan el costo, y que al requerir dos citas aumenta el riesgo de contaminación del conducto. Paulatinamente están siendo desbancados por los prefabricados.

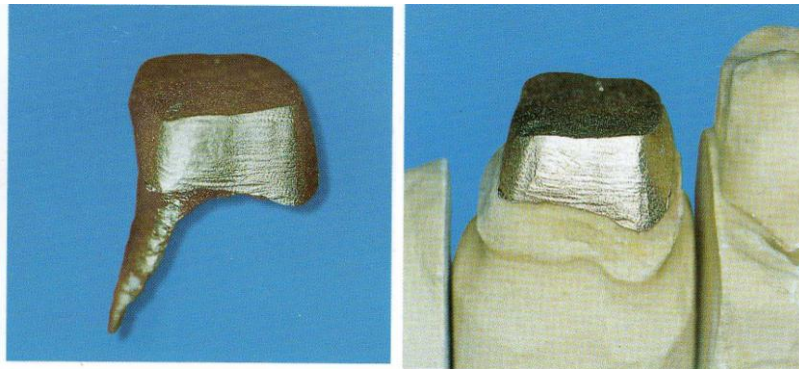


Fig. 7. Poste- muñon, colado en oro tipo III o IV.¹²

Ventajas de los postes vaciados.

- Son fabricados para adaptarse a la forma del conducto radicular.
- Pueden adaptarse a conductos grandes y de forma irregular.
- Pueden adaptarse con el uso de postes prefabricados inmersos y formas prefabricadas de plástico.
- Son resistentes.
- Existe suficiente documentación para apoyar su efectividad.

Desventajas de los postes vaciados.

- Son caros
- Requieren de dos citas
- Son menos retentivos
- El lapso entre citas es más complicado (es necesario colocar un provisional)
- Puede ocurrir corrosión debido al proceso de vaciado o por el uso de aleaciones diversas.
- Existe el riesgo de desajustes por el vaciado
- Pueden requerir la remoción de más estructura coronal del diente.

2.4 Postes prefabricados.

En la actualidad se prefiere el uso de sistemas de postes prefabricados ya que son una opción más práctica, menos costosa, y en algunos casos, menos agresiva para los tejidos dentarios cuando se les compara con los postes y muñones colados. Tabla (1).

Investigaciones hechas acerca de postes y muñones estéticos se han enfocado últimamente hacia la creación de sistemas que sean más fuertes y resistentes a la corrosión, además de ser biocompatibles con los tejidos dentarios y la cavidad bucal.¹³ La reciente introducción de materiales capaces de crear adhesión dentinaria ha resultado en una alternativa viable para reconstruir y rehabilitar dientes que han sido afectados severamente por caries, traumas, deficiencias congénitas o reabsorciones internas.¹⁴

RETENEDORES INTRARADICULARES PREFABRICADOS

NOMBRE	MULTINACIONAL	TIPO
Cyto-K	Dentsply/ Maillefer	Cónico Liso
Filpost	Ivoclar/ Vivadent	Cónico Liso
Luminex	Weissman	Cónico Estriado
Unimetric	Dentsply/ Maillefer	Cónico Estriado
Ancorex	E.C. Moore	Cónico de Atornillar
Dentatus Classic Post	Weisman	Cónico de Atornillar
Parallel Post	Parkell	Cilíndrico Liso
Secure	Den- Mat	Cilíndrico Liso
Parapost XH	Coltene/ Whaledent	Cilíndrico Estriado
Vlock Passive Post	Brasseler	Cilíndrico Estriado
BKS Post	Brasseler	Cilíndrico de Atornillar
Parapost XT	Coltene/ Whaledent	Cilíndrico de Atornillar
Tenax	Coltene/ Whaledent	Combinado Estriado
Cerapost	Komet/ Brasseler	Alta Estética
Cosmopost	Ivoclar/ Vivadent	Alta Estética
Parapost Fiber White	Coltene/Whaledent	Alta Estética

Tabla 1. Compendio de postes prefabricados de mayor aceptación mundial.¹⁵

Investigadores han reportado que los nuevos postes y muñones estéticos de resina preservan la integridad de la estructura dentaria siendo más conservadores que los sistemas de postes colados. Además, se postula que

el uso de estos postes permite la adhesión tanto a los tejidos dentarios como a materiales resinosos creándose un sistema de muñón-poste de un solo componente o “monobloque” lo cual podría ayudar a la distribución de las fuerzas de la masticación a lo largo del diente, contribuyendo así al reforzamiento y durabilidad de la restauración.

Ventajas de los postes prefabricados.

- Relativa facilidad de uso y disponibilidad inmediata.
- Algunos sistemas (Whaledent) proporcionan canales de escape para disminuir la presión hidráulica del cemento
- Diversos tamaños y posibilidad de combinar el poste con pines.
- En conductos delgados su adaptación es buena.
- Menor tiempo clínico que los postes vaciados, puesto que pueden colocarse en una sesión.
- Posibilidad de utilizarlos en urgencias.
- Su costo es menor
- Son marcadamente resistentes.

Desventajas.

- Los pernos de forma cilíndrica requieren una gran profundidad en conductos cónicos.
- Falta de adaptabilidad en la totalidad de los casos. El conducto debe adaptarse a la forma del poste y no el poste adaptarlo a la forma del conducto.
- Necesidad de un material diverso para la construcción del muñón. Es posible reacciones químicas cuando el muñón y el poste son de diferente metal.

- Su aplicación es limitada cuando una gran cantidad de diente se ha perdido.
- No existe un diseño adecuado para todo tipo de conductos.
- La gran cantidad de materiales dificulta la selección adecuada.

2.4.1 Postes metálicos.

Están representados por sistemas intraconducto de diferentes aleaciones metálicas, entre las que se encuentran el latón, el acero, cromo-cobalto, las aleaciones de oro, hasta las más recientes de titanio. Las aleaciones de titanio son las mejores para evitar la corrosión, pero por el contrario son las que menor resistencia mecánica presentan. Acero y latón poseen una baja resistencia a la corrosión. Por lo tanto son el cobalto-cromo y las aleaciones nobles las que incorporan una mejor combinación de resistencia mecánica y resistencia a la corrosión, siendo el latón la aleación menos deseable.⁸ Pueden presentarse con una superficie lisa, espiras o con una rosca retentiva para el cemento, pero en ningún caso existe un contacto íntimo entre el perno y la superficie radicular. No proporciona una retención activa en el interior del conducto radicular y se utilizan generalmente con cualquier tipo de cemento. Fig. (8).



Fig.8. Postes metálicos fabricados con diferentes aleaciones (luminex).¹¹

Los problemas relacionados con los fenómenos de corrosión del metal, los fenómenos de bimetalismo y las alergias a algunos componentes de la aleación y las transparencias discrómicas estéticas en restauraciones protésicas solo de cerámica; han llevado a la investigación de sistemas que eliminaran el metal de la reconstrucción del diente con tratamiento de conductos.

2.4.2 Postes cerámicos.

La industria ha propuesto pernos de materiales cerámicos, que han conseguido una buena difusión en la práctica clínica gracias a sus características estéticas y a su biodisponibilidad. A este grupo pertenecen los pernos preformados de bióxido de zirconio. Dichos pernos permiten eliminar los problemas biológicos y estéticos, pero no resuelven los problemas estructurales de la reconstrucción por su rigidez intrínseca. De hecho los pernos extremadamente rígidos crean una concentración de tensión elevada y no uniforme que se descarga de manera irreversible sobre la estructura residual del diente.

Los pernos de cerámica se han concebido para las reconstrucciones coronales de composite; sin embargo, cuando la cantidad de material es elevada, el composite no es lo suficientemente rígido como para soportar una corona solo de cerámica. Incluso en el caso de que los pernos de óxido de zirconio se silanicen y se cemenen con cementos de resina, presentan una baja adhesión a la dentina radicular después de ciclos térmicos y pruebas de carga dinámica. Se presentan en el mercado como postes preformados de bióxido de zirconio para hacer muñones de composite directamente sobre ellos, o por método indirecto para confeccionarlos en el laboratorio también

de cerámica. También existen postes que combinan ambos materiales, por ejemplo la fibra de sílice reforzada con zirconio.¹²

2.4.3 Postes de fibra de vidrio.

Los pernos de fibra representan cronológicamente la última solución propuesta para la reconstrucción del diente con tratamiento de conductos. Su principal ventaja es que son más flexibles que el metal y tienen aproximadamente el mismo modulo de elasticidad de la dentina; el cual es de 20 Gp. Fig. (9). Cuando son cementados, se piensa que las fuerzas se distribuyen más uniformemente sobre la raíz, resultando en pocas fracturas radiculares. Los pernos reforzados con fibras han propuesto un nuevo concepto o sistema restaurador; los diferentes componentes de la reconstrucción (perno, cemento, material de reconstrucción y dentina) constituyen un complejo estructural y mecánicamente homogéneo.¹⁵ Las cargas funcionales sobre la prótesis son absorbidas de igual forma que sobre un diente integro. No obstante hay que subrayar la ausencia de fracturas y el mínimo numero de fracasos. Sin embargo, los fracasos se han dado en dientes con escaso tejido coronario residual y por lo tanto; ya desde un principio, altamente comprometidos.¹²



Fig.9. Postes de fibra, que poseen un modulo de elasticidad similar al de la dentina.¹²

CAPITULO III

POSTES INTRARRADICULARES

3.1 Postes.

La terapia endodóncica convencional reporta un 95% de éxito. Sin embargo, esto no es la valoración del tratamiento completo del diente. El resultado final del tratamiento endodóncico depende de que la restauración coronal sea adecuada y colocada a tiempo. Los estudios al respecto han mostrado que el fallo en restaurar a un diente con tratamiento de conductos es la primera causa de fracaso endodóncico. Los dientes endodóncicamente tratados son especialmente susceptibles a fracturas y contaminación bacteriana.¹⁶

El principal propósito y su indicación más importante es mantener un muñón que pueda ser usado para soportar la restauración final. Los postes no refuerzan a los dientes tratados endodóncicamente y un poste no es necesario cuando la estructura dentaria remanente es suficiente después de que el diente ha sido preparado. En realidad, colocar un poste puede predisponer a un diente a una fractura.

De acuerdo con Anusavice, en 1986, la elección de los materiales dentales para su uso clínico está basado en:

- 1) biocompatibilidad
- 2) propiedades fisicoquímicas
- 3) manipulación

4) estética

5) economía¹⁰

Sin embargo, solo la biocompatibilidad, propiedades fisicoquímicas y manipulación, están estrechamente relacionadas con el éxito o fracaso de los sistemas de poste prefabricado.

La característica física peculiar de los postes de fibra, desde aquellos de carbono hasta los más recientes, es su modulo de elasticidad, muy similar al de la dentina. Tabla (2). Este parámetro determina un comportamiento del perno de fibra muy parecido al de la estructura dental, y por lo tanto, reduce la transmisión de tensión sobre las paredes radiculares, lo que evita una posible fractura longitudinal.²

TIPO DE PERNO	VENTAJAS	DESVENTAJAS	TENDENCIAS
Metal Colado Acero inoxidable Titanio Aleación de titanio	<ul style="list-style-type: none"> • Excelente radio-opacidad • Fácil de recortar con fresa adecuada • Coste (no colados) • Muchos tienen características de retención • Muy conocido clínicamente 	<ul style="list-style-type: none"> • Estética pobre • Rígido • Difícil de eliminar • Problemas de biocompatibilidad con acero inoxidable 	<ul style="list-style-type: none"> • Perno colado está disminuyendo • Actualmente, se utiliza más acero inoxidable, titanio y aleación de titanio
Fibra de cuarzo Fibra de vidrio	<ul style="list-style-type: none"> • Fácil de recortar • Menos rígido • Fácil de retirar • Bio-compatibilidad • Coste 	<ul style="list-style-type: none"> • Varía radio-opacidad entre marcas • Aún se están recopilando documentación clínica • Estética pobre (fibra de carbono) 	<ul style="list-style-type: none"> • Aumenta su uso (no en los de carbono) • Existen muchas marcas en el mercado
Zirconio	<ul style="list-style-type: none"> • Buena estética • Radio-opacidad excelente • Biocompatible 	<ul style="list-style-type: none"> • Se debe recortar con disco de diamante • Rígido • Difícil de quitar si está roto a ras de raíz • Coste 	<ul style="list-style-type: none"> • Uso mínimo • Pocas marcas en el mercado

Tabla 2. Ventajas y desventajas de los diferentes tipos de postes.¹⁷

3.2 Postes de fibra de vidrio

Los postes de fibra de vidrio son una alternativa excelente a los postes metálicos y la solución correcta para una estética sobresaliente en las restauraciones tanto de dientes anteriores, como de dientes del sector posterior.¹² El poste consta de una gran cantidad de fibras de vidrio uniformes (diámetro: 20 μm) que están unidas en una matriz de resina poliéster. La estructura de fibras paralelas y dirigidas a lo largo proporciona tanto un refuerzo del poste, así como un aumento de su flexibilidad. Fig. (10).



Fig.10. Postes intrarradiculares reforzados con fibras que forman su sistema maestro.¹²

Las fibras de vidrio están bien repartidas, con densidad elevada; 80% de la superficie total.

El módulo de elasticidad de los postes de fibra de vidrio es de 48 GPa, también similar al de la dentina, para que sea equilibrada con la presión del material. En comparación, el módulo de elasticidad de los postes de acero es de 210 GPa, el de los de titanio es de 110 GPa, el de los de oro de 77 GPa y

el de los de dióxido de zirconio de 200 GPa. Los postes de fibra de vidrio tienen una resistencia a la compresión muy alta (650 MPa). Además, la estabilidad de la reconstrucción radicular se ve aumentada por la resistencia a la flexión del poste (1500 MPa). Su composición consta de 80% fibra de vidrio y 20% resina de poliéster.¹⁷

3.3 ParaPost® Fiber Lux.

ParaPost® fiber lux es la alternativa a los postes de metal cuando las exigencias estéticas son máximas. Fig. (11).

Fiber lux está fabricado con una especial resina de fibra traslucida, refleja el color del diente y elimina las sombras en las restauraciones con materiales estéticos y en la superficie de contacto entre la corona y el tejido gingival.¹¹



Fig.11 – ParaPost® Fiber Lux.¹¹

Composición:

- Fibra de vidrio 60%
- Resina 40%

El alto porcentaje de fibras unidireccionales provee de propiedades físicas excelentes al poste sin perjudicar el modulo de elasticidad.

- Resistencia a la flexión 1600 MPa
- Fuerza de compresión 630MPa

El material utilizado en la fabricación de Fiber lux, es resina y fibras translucidas que permite la utilización de cementos y materiales para la confección de muñones fotopolimerizables.¹² Proporcionando un mayor control del tiempo de fraguado y la comodidad con la aplicación intrínseca a los productos de curado y resina dual.

Diseño de la cabeza:

En los análisis e imágenes obtenidas por ordenador se detectan zonas de concentración de estrés. Fig. (12). Con lo cual se puede observar un mayor cumulo de estrés en los ángulos y bordes del poste con un diseño de cabeza no redondeado.



Fig. 12. Diseño redondeado en la cabeza del poste para una mejor distribución de las fuerzas de masticación.¹¹

ParaPost® fiber lux está confeccionado en 6 tamaños de acuerdo a la medida del diámetro, de tal forma que es posible minimizar la cantidad de tejido dental que ha de retirarse para la instalación del poste. Cada poste tiene un anillo de color desechable que facilita su identificación y tamaño.

- El kit consta de:
 - 2 postes Fiber Lux nº3 0.09 mm.
 - 3 postes Fiber Lux nº4 1.00 mm.
 - 3 postes Fiber Lux nº 4.5 1.14 mm.
 - 2 postes Fiber Lux nº5 1.25 mm.
 - 2 postes Fiber Lux nº5.5 1.40 mm.
 - 2 postes Fiber Lux nº6 1.50 mm.
 - 6 taladros (1 de cada tamaño)

3.4 Postes de fibra de cuarzo.

Los postes están formados por una matriz de resina que contiene diferentes tipos de fibras de refuerzo.¹² La microestructura de los postes individuales de fibra se basan en el diámetro de las fibras individuales, en su densidad, en la calidad de la adhesión entre las fibras y la matriz de resina, y en la calidad de la superficie externa del poste. Fig. (13).

El método de fabricación industrial puede precisar una tecnología sofisticada que incluye el uso de moldes preformados en los cuales las fibras son potenciadas y, por tanto, se inyecta la resina a presión para rellenar los espacios entre las fibras así, cohesionarlas sólidamente. La matriz de resina

está constituida en la mayor parte de los pernos por una resina epoxi o por sus derivados, y en algunos casos, por radiopacadores.¹²



Fig.13. Poste de fibra de cuarzo estético.¹²

Los postes están reforzados por las fibras que forman su sistema maestro. En Odontología se han empleado diferentes fibras sintéticas para mejorar las propiedades mecánicas de las resinas utilizadas en el ámbito protésico.

3.5 D.T. Light-post Illusion®.

Este es un sistema de postes de fibra de cuarzo que es radiopaco, traslucido, el cual se puede utilizar con cualquier material de restauración. El poste cuenta con cuatro diámetros y una doble conicidad que al parecer ofrece una mejor adaptación al conducto radicular. Fig. (14).



Fig. 14. D.T. Light - Post® de la casa Viarden.⁴

- El kit consta de:
 - 5 postes D.T. Light Post Illusion de 1.25mm.
 - 5 postes D.T. Light Post Illusion de 1.5mm.
 - 5 postes D.T. Light Post Illusion de 1.8mm.
 - 5 postes D.T. Light Post Illusion de 2.2mm.
 - 4 fresas calibradoras (1 de cada tamaño).

Los objetivos para el desarrollo de este sistema fueron los siguientes:

1. Crear un material que requiera un mínimo de preparación.
2. Que tenga una buena adaptación en la parte coronal y apical.
3. Buena estética para el uso con las nuevas restauraciones cerámicas.
4. Buenas propiedades mecánicas.⁹

Características

- Hecho de fibra de cuarzo
- Matriz de resina epoxi
- Bajo módulo elástico; el cual es similar a la dentina
- Más compatible con la estructura dental
- Cuenta con una doble conicidad. Fig. (15).
- Los nuevos colores desaparecen dentro del conducto cuando es sellado y reaparecen cuando necesita ser removido.

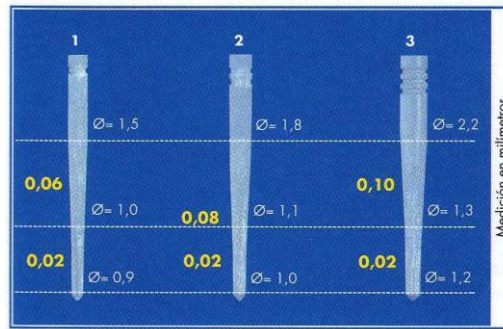


Fig. 15. Postes DT. Light Post de doble conicidad y translucidos.¹²

Ventajas

- Su translucidez provee de estética y de transmisión de luz.
- Distribuye las fuerzas verticales, en lugar de transferirlas al diente.
- Presenta mayor biocompatibilidad comparado a los metálicos.
- Elasticidad de 18-47GPa.
- Químicamente compatible con los actuales adhesivos y materiales de cementación.
- Radiopacidad adecuada.
- Los códigos de color facilitan la identificación tanto para el poste como de la elección de las fresas.

Desventajas.

- Técnica de cementación retardada
- La colocación de un primer puede dificultar una adecuada polimerización dentro del conducto radicular

CAPITULO IV

CEMENTOS

4.1 Reseña histórica.

Son quizá, los materiales más importantes en la Odontología clínica, ya que aunque solo se usen en pequeñas cantidades, tienen múltiples aplicaciones: como agentes de unión entre el diente y restauraciones indirectas y aparatología ortodóncica; como forros cavitarios, bases para proteger la pulpa y servir como cimiento y anclaje para restauraciones; y como materiales restauradores. Aunque también existen cementos con fines especializados en odontología restauradora, endodóncica, periodontal y quirúrgica. Debido a estas multifunciones, se necesitan más de un tipo de cemento ya que a la fecha no se cuenta con alguno que cumpla todos los requerimientos.

Los cementos dentales se vienen usando en la profesión odontológica desde hace más de un siglo, sin embargo, actualmente se sigue investigando con el fin de mejorar aun más la propiedades físicas, químicas y biológicas de estos materiales.

Un antecedente fue en 1747 donde Pierre Fauchard utilizó para fijar postes de oro y plata un adhesivo que se ablandaba al calor llamado mastic.

En 1832, Osterman preparo su cemento a base de cal pulverizada mezclado con ácido fosfórico.

En 1878, Pierce desarrolla el cemento de fosfato de zinc y en 1879 se desarrolla el cemento de silicato por Thomas Fletcher. La fórmula de Pierce tuvo una total aceptación por los profesionales de la época.

A principios del siglo XX, los cementos de óxido de zinc y ácido fosfórico, óxido de zinc y eugenol, silicato y ácido fosfórico fueron desarrollados. Estos cementos fueron muy utilizados antes de los 70s, cuando nuevos cementos hicieron su aparición.

En los años 60s, se desarrollo el cemento de policarboxilato de zinc.

La introducción de nuevos tipos de cementos fue inducida por el énfasis de mejorar la biocompatibilidad y adhesión al diente que comenzó a desarrollarse 20 años atrás. Nueva información sobre la histopatología pulpar, y la demostración de que la filtración marginal involucraba a las bacterias, lo que reducía la retención de las restauraciones, provocó el desarrollo de nuevos materiales que poseyeran buena capacidad de mojamiento y adhesión al esmalte y dentina y baja toxicidad.¹⁹

Estos conceptos fueron la base para el desarrollo de cementos basados en el ácido poliacrílico: primero el cemento poliacrilato de zinc (policarboxilato de zinc), luego los ionómeros de vidrio, y más recientemente los cementos de resina y los de ionómero de vidrio híbrido. Los nuevos cementos se convirtieron gradualmente en alternativas al cemento de fosfato de zinc porque presentaban mínimos efectos en la pulpa, características similares de fuerza y solubilidad y propiedades adhesivas.²⁰

Con la introducción de las resinas acrílicas, se desarrollo el poly (metil metacrilato) a mediados de los 50s. Estos materiales tenían limitaciones como escasa adhesión, filtración y toxicidad que acabaron por desechar su uso en la cementación. En los últimos 15 años, los cementos polimerizables de bisGMA y otros monómeros de dimetacrilato se han convertido en opciones para retener restauraciones coladas y brackkets ortodóncicos al esmalte.¹⁰

4.2 Cementos selladores.

El empleo de un sellador para obturar los conductos radiculares es esencial para el éxito del tratamiento de conductos. No sólo contribuye al logro del sellado apical, sino que también sirve para rellenar las irregularidades del conducto y las discrepancias entre la pared del conducto radicular y el material de relleno sólido.

Los selladores suelen proyectarse a través de los conductos accesorios o laterales y pueden ayudar al control microbiano al expulsar los microorganismos ubicados en las paredes del conducto radicular o en los túbulos dentinarios.

Los selladores se utilizan como lubricantes y ayudan al preciso asentamiento del material de relleno sólido durante la compactación. En los conductos donde se elimina la capa de desecho dentinario, muchos selladores demuestran un aumento de sus propiedades adhesivas sobre la dentina, además de fluir a través de los túbulos dentinarios limpios.

4.2.1 Requisitos del cemento sellador.

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

El cemento sellador:

1. Debe proporcionar adhesión entre el material y la pared del conducto al fraguar.

2. Debe producir un sellado hermético.
3. Debe ser radiopaco para poder observarse radiográficamente.
4. Debe poseer partículas finas de polvo que se mezclen fácilmente con el líquido.
5. No debe encogerse al fraguar.
6. No debe pigmentar la estructura dentaria.
7. Debe ser bacteriostático, o por lo menos no favorecer la reproducción de bacterias.
8. Debe fraguar con lentitud para permitir un tiempo de trabajo adecuado para la colocación del material de obturación.
9. Debe ser insoluble en fluidos bucales.
10. Debe ser bien tolerado por los tejidos periapicales.
11. Debe ser soluble en un solvente común para retirarlo del conducto radicular si fuese necesario.²¹

Además se puede agregar que los cementos selladores no deben ser mutagénicos ni carcinogénicos, no deben provocar una reacción inmunitaria en los tejidos, no se debe modificar en presencia de humedad ni debe corroerse.

Un sellador biocompatible no debe prevenir ni obstaculizar la reparación tisular, por el contrario, debe ayudar o estimular la reorganización de las estructuras lesionadas para que la reparación pueda producir el sellado biológico del ápice radicular y aislar cuerpos extraños. La combinación adecuada de eficacia selladora y biocompatibilidad de un cemento sellador es determinante para un pronóstico favorable de la terapia

endodónica. Por lo tanto es importante evaluar, al seleccionar el sellador endodónico, el potencial de producir irritación química tisular como un factor importante a tomar en cuenta cuando se consideran las propiedades del sellador al seleccionarlo.

Sin embargo debe quedar claro que si un conducto radicular no ha sido limpiado y conformado adecuadamente, las propiedades selladoras de un cemento endodónico no pueden mejorar los resultados del tratamiento. Además otra causa de fracaso del tratamiento puede provenir de selladores que contienen componentes tóxicos incluidos en su composición con el objeto de neutralizar los efectos de una preparación biomecánica pobre.

4.2.2 Tipos de cementos selladores.

Cementos selladores a base de óxido de zinc-eugenol (de Grossman). El vehículo de la mezcla para estos materiales es el eugenol. El polvo contiene óxido de zinc en finas partículas para incrementar la fluidez del cemento, es radiopaco y el tiempo de manipulación se ajusta para permitir un adecuado tiempo de trabajo.²² Fig. (16).



Fig.16. Cemento a base de oxido de zinc y eugenol (pulp canal sealer).⁹

Cementos selladores a base de hidróxido de calcio. Las pastas de hidróxido de calcio se han utilizado como medicamento intraconducto en el manejo de exudados, para tratar resorciones radiculares internas y externas, como agente bactericida y en perforaciones de la raíz entre otras indicaciones. Estos selladores se promocionan por ejercer un efecto terapéutico debido a su contenido de hidróxido de calcio. Sin embargo para que el hidróxido de calcio sea eficaz, debe disociarse en ion calcio e ion hidróxido; esto genera la preocupación de que se disuelva el contenido sólido del sellador y deje espacios en la obturación, debilitando por tanto, el sellado del conducto radicular. Fig. (17).



Fig.17. Cemento a base de hidróxido de calcio (sealapex).⁹

Cementos Selladores a Base de Resina. Los cementos selladores a base de resina han sido introducidos en la práctica endodóncica por sus características favorables; como la adhesión a la estructura dentaria, largo tiempo de trabajo, facilidad de manipulación y buen sellado.¹⁹ Fig. (18).



Fig.18. Cemento a base de resina (AH26) ¹¹

Cementos Selladores de Ionómero de Vidrio. El cemento de ionómero de vidrio fue introducido por Wilson y Kent en 1970 como material de restauración por su capacidad de unirse químicamente a la dentina. Pitt Ford propuso el uso del ionómero de vidrio como sellador endodóncico en 1979, pero fue en 1991, que el ionómero de vidrio fue introducido por primera vez como un cemento sellador endodóncico.²

Entre las ventajas de este material se mencionan la adhesión a la dentina, por lo que se adapta a las paredes del conducto, radiopacidad similar al del cemento de Grossman, contracción mínima, excelente estabilidad dimensional, buen sellado y escasa irritación tisular. Sin embargo su principal desventaja es la dificultad de ser retirado del conducto radicular en caso de ser necesario un retratamiento, ya que hasta ahora no se conoce solvente alguno para los ionómeros de vidrio. Fig. (19).



Fig.19.Cemento a base ionómero de vidrio (ketac-endo).18

4.2.3. Cemento sellador AH Plus.

Es un cemento sellador de conductos basado en un polímero de resina epoxi-amina y es usado para sellado permanente conforme a los estándares más elevados. Esta es una versión mejorada, del cemento AH 26. Ofrece

incluso una mejor biocompatibilidad, mejor radio-opacidad y estabilidad de color y es más fácil de eliminar.

Su manejo también es más fácil y rápido. 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.

La consistencia proporciona a la mezcla una óptima viscosidad. Cuenta con un tiempo de trabajo largo, permite técnicas más sofisticadas y proporciona tiempo para posibles correcciones. Es fácil de eliminar mecánica ó químicamente debido a sus propiedades termoplásticas.

Un milímetro de este cemento tiene una radiopacidad equivalente a la de 6.66mm de aluminio que es muy similar a la gutapercha. Como la mayoría de los selladores, se muy tóxico cuando se acaba de mezclar, pero su toxicidad disminuye con rapidez durante el fraguado y, al cabo de 24 horas, se convierte en uno de los selladores menos tóxicos. Esto se debe a la liberación de una cantidad muy pequeña de formaldehído.⁴

Las propiedades físicas del AH Plus® Fig. (20). son las de un excelente producto para endodoncia porque abarca fluidez adecuada con baja contracción y solubilidad lo que asegura un sellado inmejorable que es el objetivo de un buen cemento sellador de conductos.



Fig.20. Cemento a base resina AH Plus®.¹⁸

4.3 Cementos dentales.

Se puede definir un cemento como un agente que une o relaciona dos o más sustratos a modo que permanezcan como una sola entidad. Cuando dos superficies que son relativamente planas están en contacto existe una interface entre los sustratos a un nivel microscópico.²⁰ El propósito de los cementos es ocupar el lugar de la interface completamente y resistir las fuerzas de deslizamiento a lo largo de la interface (retención mecánica típica) así como las fuerzas de retención, aunque dependerá de las propiedades mecánicas de cada cemento.

4.3.1 Propiedades y características.

Para un aceptable desempeño en la fijación, retención, adhesión y aplicaciones restaurativas, los cementos deben tener una adecuada resistencia a la disolución en el medio bucal. Deben desarrollar una fuerte unión por medio de traba mecánica y adhesión. Resistencia a la tensión, rompimiento y compresión. Deben tener resistencia a la fractura para resistir el estrés en la interface diente-restauración. Fácil manipulación, y adecuados tiempos de trabajo son esenciales para el éxito. Deben ser biológicamente compatibles.²¹

Muchos cementos a base de polvo y líquido, pueden ser mezclados manualmente o predosificados en cápsulas para un mezclado mecánico. Más reciente, algunos están compuestos de dos pastas. Hay cementos que actúan por reacción química entre sus ingredientes (a menudo de reacción ácido-base) o por polimerización de un componente monomérico.

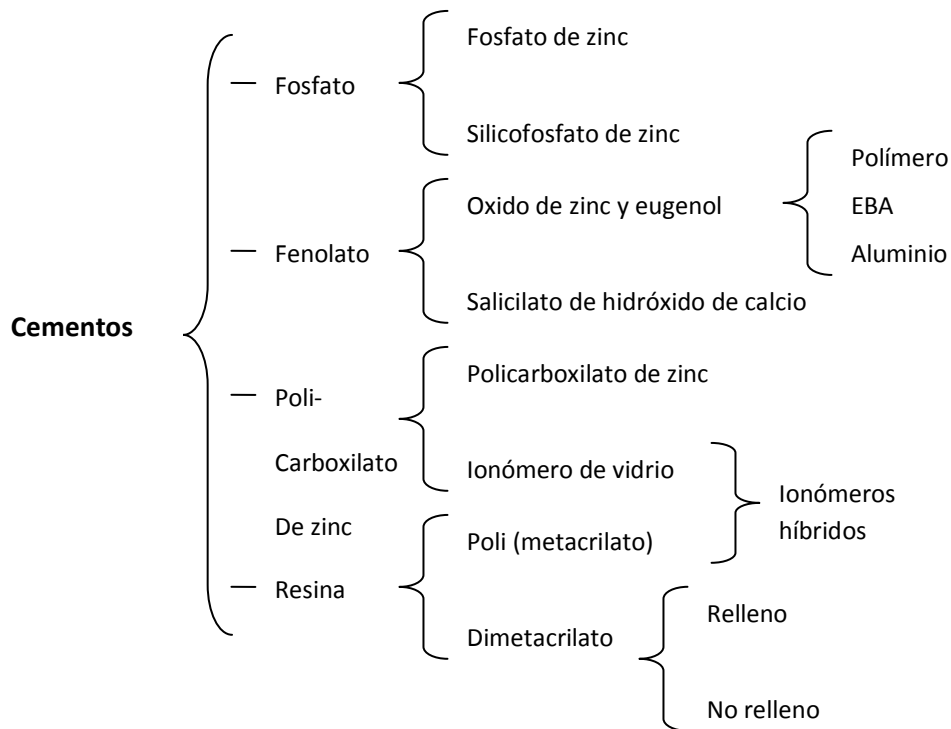
4.3.2 Clasificación y tipos de cementos.

Se puede clasificar a los cementos como: a base de agua, a base de aceite o a base de resina.

La siguiente tabla presenta diferentes clasificaciones para los cementos dentales. Tabla (3).

Material	Grosor de película (mm)	Tiempo de trabajo (min)	Solubilidad (wt%)	Fuerza (MPa)		Módulo de elasticidad (GPa)
				Compresiva	Tensil	
Fosfato de zinc	25-35	5-14	0.2max	80-100	5-7	13
Oxido de zinc y eugenol						
Sin modificar	25-35	2-10	1.5	2-25	1-2	-
Reforzado con polímero	35-45	7-9	1	35-55	5-8	2-3
EBA-aluminio	40-60	7-13	1	55-70	3-6	3-6
Policarboxilato de zinc	20-25	6-9	0.06	55-85	8-12	5-6
Ionómero de vidrio	25-35	6-9	1	90-140	6-7	7-8
Basado en polímero	20-60	3-7	0.05	70-200	25-40	4-6

Tabla 3. Propiedades de los cementos dentales.¹⁸



4.4 Ionómero de vidrio.

Ideados por Wilson y Kent en 1969 y desarrollados por McClean y Wilson durante los años 70. Su nombre se debe a que pueden formar enlaces iónicos con el vidrio. Se desarrollaron para buscar un sustituto a los cementos de silicato, puede decirse que fue su precursor.

El primer cemento desarrollado fue producto de una reacción ácido-base entre un polvo de fluoroaluminosilicato y un ácido policarboxílico en presencia de agua. La naturaleza del cemento comprende un complejo orgánico-inorgánico con alto peso molecular.³

Son los cementos más comunes del grupo de cementos a base de agua. Se suministran en forma de un polvo y un líquido, o de un polvo que se mezcla con agua. Algunos productos se presentan encapsulados. Fig. (21).

La ISO estándar define al cemento de ionómero de vidrio como cemento polyalkenoate.



Fig. 21. Ionómero de vidrio de la casa Ivoclar.¹⁰

Se clasifica según su uso en la norma ANSI-ADA No. 96:

- Cementación
- Restauración
- Forros (liners), bases

4.4.1 Aplicaciones.

El cemento de ionómero de vidrio es un material muy versátil ya que su campo de aplicación es muy vasto. Son usados para cementar restauraciones de aleaciones coladas, porcelana, y bandas ortodóncicas, para cementar endopostes metálicos, como forros y bases cavitarios, como selladores de fosétas y fisuras, para la obturación de conductos radiculares, para construcción de muñones y como material de restauración temporal o permanente.

4.4.2 Composición y manipulación.

El polvo en estos materiales es un vidrio finamente triturado de aluminio fluorosilicato de calcio, con un tamaño de partícula alrededor de 40 μm para el material de relleno y de 25 μm para el material retenedor. Algunas marcas adhieren óxido de zinc o polvo de plata para incrementar las propiedades físicas.

El líquido consiste en un 50% de solución acuosa de ácido poliacrílico-itacónico u otro ácido poliacrílico copolímero que contenga cerca de 5% de ácido tartárico.²⁰ Algunos materiales contienen 10% a 20% de plata, aleación de plata o acero inoxidable. En estos materiales el copolímero sólido está en el polvo y la solución contiene ácido tartárico; en otros, todos los ingredientes están en el polvo y el líquido es agua.

Al mezclarlos, los ácidos poliacrílico y tartárico reaccionan con el vidrio, (el ácido tartárico sirve para incrementar el tiempo de trabajo y para establecer complejos de iones metálicos) liberando los iones de calcio y aluminio de la superficie. Se forma una matriz de gel de enlaces cruzados (cross-linked) que rodea parcialmente las partículas del polvo. La quelación entre las moléculas de policarboxilato y el calcio en la superficie del diente resulta en una adhesión química.

El material debe ser dispensado en la proporción correcta si la presentación es de polvo y líquido, siempre indicada por el fabricante, por lo general, en cuestión de peso, la relación es de 3:1 o 1.3:1 (polvo-líquido) dependiendo la marca. Se debe manipular en una loseta de vidrio que sea gruesa o bien en block de mezcla, y utilizar una espátula del tipo Tanuc. La mezcla debe realizarse abarcando toda la superficie de la loseta o block en un lapso de 30 a 40 segundos hasta obtener la consistencia deseada. La consistencia

correcta para cementar debe ser fluida; la consistencia para forro o base es algo más viscosa, dependiendo la marca; la consistencia para restauración debe ser como de masilla y con superficie brillante.¹ Las marcas que presentan el producto encapsulado son mezclados mecánicamente en un amalgamador el tiempo que indique el fabricante y se inyectan. La superficie del diente debe estar limpia y libre de saliva, pero no deshidratada por su inestabilidad hídrica (de estar seca, el cemento absorbería agua de los túbulos dentinarios causando dolor). Las superficies de la restauración a colocar, deben estar limpias y libres de contaminantes. Una vez colocado el cemento ya sea como restauración o para cementar, los márgenes de la restauración deben aislarse de la humedad, pueden protegerse aplicando barniz o un sellador fotocurable.

4.4.3 Propiedades.

Para los ionómero para cementación, el tiempo de trabajo está en el rango de los 6 a 9 minutos. Los ionómeros para base o forros están entre 4 y 5 minutos y para los ionómeros de restauración el promedio es de 3 a 4 minutos. Para materiales de fotocurado el promedio es de 30 segundos con la exposición de la luz y, la reacción ácido-base continúa lentamente.

El grosor de película está en el rango de 25 a 35 μm el cual es adecuado para retener adecuadamente restauraciones coladas. Aunque las propiedades de fluidez dependerán de la relación polvo-líquido.

Para los ionómeros para cementar, la fuerza compresiva se incrementa después de 24 hrs de 90 a 140 MPa. La fuerza tensil se incrementa de igual forma de 6 a 8 MPa. El módulo de elasticidad es alrededor de 7 GPa.²³

Los ionómeros para forro o base tienen una fuerza compresiva y tensil que está en el rango de algunos materiales de fotocurado que son de 150 a 160 MPa a la compresión, y 10 a 12 MPa en tensión.

Los ionómeros para restauración van de 140 a 180 MPA a la compresión y 12 a 15 MPA en tensión. Los ionómeros de este tipo fotocurables pueden tener una fuerza de 200 MPa a la compresión y de 20 MPa a la tensión, algunos de los productos con contenido de plata están en este rango.

La solubilidad de los cementos en agua es alrededor de 1% para cementos fijadores, y es más alto en ácido láctico.

La resistencia a la disolución en el medio bucal es muy buena y puede mejorarse con la protección de un barniz para los ionómeros convencionales.

Los cementos de ionómero de vidrio presentan adhesión al esmalte, dentina y aleaciones de una forma similar que el policarboxilato de zinc. Esta adhesión es variable ya que se ve afectada por las condiciones de la superficie. La filtración marginal que se ha observado es variable o escasa. La adhesión a la dentina para los ionómeros convencionales no se mejora con el acondicionamiento dentinario con solución de ácido poliacrílico, esto aplica solo para los ionómero de fotocurado que dependen del uso de primers dentinarios.¹⁹

Efectos biológicos.

La respuesta pulpar que se presenta a los materiales para base o restauradores generalmente es favorable. Se ha reportado instancias de sensibilidad postoperatoria en algunos ionómeros para cementar. Esto es atribuido al pH ácido inicial al colocar el material en el diente, además puede estar asociado por la deshidratación de la dentina o a la filtración marginal de

bacterias. En adición, la liberación de fluoruro puede llegar a prolongarse hasta un año provocando un efecto cariostático.

Ventajas:

- Fácil mezclado.
- Alta fuerza y resistencia.
- Liberación de fluoruro.
- Buena resistencia a la erosión ácida.
- Propiedades de adhesión.
- Translucidez.

Desventajas:

- Sensibilidad inicial a la humedad.
- Características adhesivas variables.
- Radiolucidez.
- Posible sensibilidad pulpar.

4.5 Ionómero de vidrio modificado con resina.

Forman parte de los ionómeros de vidrio, que en su composición tienen algún polímero y se hacen fotopolimerizables, son llamados ionómeros híbridos. Su dureza aumenta con el tiempo, como lo hace la resistencia a la erosión ácida aun una vez fraguado, hay una interacción química muy conveniente entre la matriz y el relleno y una muy poca conveniente sensibilidad al desbalance hídrico en las primeras fases del fraguado.

4.5.1 Aplicaciones.

Es un grupo de materiales, que por su característica, tiene un excelente rendimiento clínico. Por esta razón en la actualidad, son un complejo conjunto formado por varios tipos de materiales y tiene diversas aplicaciones:

como forros y bases cavitarios, construcción de muñones y para cementación permanente.²³

4.5.2 Composición y manipulación.

En los ionómeros híbridos, la reacción ácido-base se modifica por la introducción de polímeros solubles en agua y monómeros polimerizables en la composición. El uso de copolímeros de ácido acrílico y monómeros de metacrilato en el líquido hacen que el material tenga la reacción ácido-base de costumbre, pero además se puede fotopolimerizar por vía de los grupos de metacrilato. Esto le proporciona al material un mejoramiento inmediato de resistencia a líquidos y alta fuerza. Algunos ionómeros híbridos de fotocurado utilizan un primer dentinario similar al adhesivo dentinario que usan las resinas compuestas y de esta manera dependen de la infiltración del primer en la superficie para la adhesión más la interacción química.

Los ionómero híbridos están disponibles en productos para mezcla manual y cápsulas predosificadas. Los monómeros de resina en el líquido dependen de cada producto, incluyen bis-GMA, hidroxietilmetacrilato, poliacrilatos de metacrilato modificado junto con fotoiniciadores.

Para composiciones de mezclado manual, se debe dosificar el polvo y líquido según el fabricante, y debe realizarse la mezcla rápidamente en un lapso de 30 segundos en el block de mezcla. Estos cementos tienen un tiempo de trabajo de alrededor de 2.5 minutos. Cuando se utiliza para cementar, se debe aplicar el diente sin desecar para evitar posibles sensibilidades postoperatorias.

4.5.3 Propiedades.

Las propiedades entre los ionómeros híbridos y los ionómeros convencionales son muy similares, las variaciones dependen considerablemente de las marcas. Pero tiene mayor diferencia en flexibilidad, los ionómeros híbridos tiene el doble de flexibilidad. Además, en muchos ionómeros híbridos se ha encontrado expansión, posiblemente por la absorción de agua, que es mayor a la que presentan los cementos de resina. Por tal razón, los ionómeros híbridos no son recomendados para cementar coronas de cerámica total para evitar el estrés de una posible expansión y que la corona se fracture.

Efectos biológicos.

Los ionómeros híbridos liberan fluoruro de su componente de vidrio, el cual es favorable para la prevención de caries. Pero aún no se tiene datos clínicos a largo plazo que demuestren efectos biológicos.

Ventajas:

- Curado dual.
- Liberación de fluoruro.
- Fácil manipulación.

- Fuerza flexural más alta que los ionómeros convencionales.
- Propiedades de adhesión.

Desventajas:

- Posible expansión.
- Costo.
- No se recomienda para restauraciones como coronas de porcelana libres de metal.

4.6 Cementos a base de resina.

Como antecedente a los cementos de resina que hoy se utilizan, cabe mencionar a los cementos de resina acrílica, que fueron los primeros cementos plásticos introducidos en los 50s, sin embargo sus propiedades como cementos y bases no fueron lo esperado y fueron reemplazados por los cementos de resina, no obstante, ellos fueron la base para los futuros cementos.²⁴

Pueden clasificarse en tres grupos:

- De resina acrílica.
- De resina compuesta.
- De resina compuesta con adhesivos dentinarios.

4.6.1 Aplicaciones.

Dependerá del tipo de iniciador que utilice el cemento, donde se puede clasificar del siguiente modo:

Autocurado: generalmente para cementar coronas y puentes de metal-cerámica y totalmente metálicos, incrustaciones metálicas, onlays metálicas, postes radiculares, puentes de metal-resina.

Fotocurado: se usan para cementar restauraciones de cerámica y resinas, ya que puede probarse el color del cemento antes de fotopolimerizarlo, se indica en carillas de porcelana con un grosor menor de 1.5 mm, retenedores de ortodoncia libres de metal, férulas periodontales libres de metal.

Curado doble o dual: se usa cuando el espesor de la restauración es mayor de 2.5mm o en restauraciones donde la penetración de la luz para fotopolimerizar sea de difícil acceso, indicados para cementar incrustaciones, onlays, coronas, puentes de porcelana y de resina, en general en cualquier restauración donde pueda tener acceso la luz para la fotopolimerización y a su vez pueda curar en la oscuridad.

4.6.2 Cementos de resina.

Cementos de resina acrílica.

Los cementos de resina acrílica fueron los primeros en aparecer, pero sus cualidades como cementos dejaron mucho que desear. Se utilizaban para

cementar restauraciones y como bases cavitarias. Se presentaban en polvo y líquido, donde el polvo estaba compuesto de: polimetacrilato de metilo, peróxido de benzoilo, rellenos minerales, carbonato de calcio o bario, cuarzo y mica; y el líquido de: metacrilato de metilo y aminas.²⁰ Su reacción química es igual a la resina acrílica que se utiliza para base de prótesis:

Peróxido de benzoílo + aminas \longrightarrow Radicales benzoicos

Radicales benzoicos + metacrilato de metilo \longrightarrow Polimetacrilato de metilo

Aunque fueron mejorados con dimetacrilato y se usaron en coronas y puentes, continuaban presentando respuesta pulpar al monómero, al colocarlos era difícil remover excesos de material, el tiempo de trabajo era corto y la humedad reducía la adhesión por contracción del polímero que era igual a mayor filtración marginal.

Cementos de resina compuesta.

Son parecidos a la resina compuesta que se utiliza como material de obturación, la diferencia es que tienen menor cantidad de relleno lo que hace que su viscosidad sea baja y tenga propiedades de fluidez, pero sacrifica resistencia y aumenta su susceptibilidad al desgaste.

Los cementos de resina están diseñados para unir la restauración y al diente, estabilizando el sistema entero. Los cementos adhesivos enlazan a todos los componentes restaurativos a la vez que llenan la brecha entre la restauración y el diente, creando un monobloque.

Cementos de resina compuesta con adhesivos dentinarios.

Son en esencia, cementos de resina compuesta convencional donde fueron agregadas sustancias para incrementar las propiedades de adhesión del cemento, tanto a tejidos duros (esmalte y dentina) como a otros sustratos (metal, porcelana, etc.).¹⁸

4.6.3 Propiedades.

Tiempo de fraguado: tienen un tiempo de trabajo aproximadamente de 4 minutos y un tiempo de fraguado de 6 a 7 minutos.

Viscosidad: casi todos los cementos actuales son de viscosidad media, con un espesor de película superior o inferior a 25 μ en comparación con los cementos de fosfato de zinc, esta viscosidad va a depender de la cantidad y tipo de relleno. Se considera que para mejores resultados el cemento debe tener baja viscosidad y alto contenido de relleno y se ha observado menor desgaste en los bordes de una restauración donde se uso un cemento de microrelleno.

Solubilidad: la solubilidad de estos cementos en agua, al igual que en ácidos es relativamente baja, calculándose aproximadamente en 0.05 %.

Resistencia: la resistencia a la compresión es de aproximadamente 2.252 kg/cm². Cambio de color: es común el cambio de color del cemento durante el curado o pocos días después.

Biocompatibilidad: hay incertidumbre sobre los efectos que pudieran causar en la pulpa, por ello, se exige el uso de adhesivos dentinarios y si es necesario, utilizar bases de ionómero de vidrio.

CAPITULO V

TIPO DE ESTUDIO. COMPARATIVO

5.1 Planteamiento del problema.

La iniciativa de conservar dientes con importantes pérdidas de estructura dental implica la realización de una retención radicular con la finalidad de asegurar la parte coronal de la reconstrucción.

Numerosos estudios clínicos muestran que el porcentaje de fracturas radiculares causadas por los postes metálicos es considerable. Se cree que estos fenómenos se deben a la incompatibilidad biológica con la dentina, por lo cual desde hace algunos años se han introducido nuevas alternativas al mercado odontológico, dentro de las cuales hallamos a los postes prefabricados de fibra de vidrio o fibra de cuarzo, los que presentan mayor compatibilidad biológica con la estructura dental.

Los postes de fibra de vidrio y cuarzo tienen diferentes dimensiones y formas, las cuales contribuyen a la mayor retención del material de reconstrucción.

5.2 Justificación.

Es de suma importancia el comprobar la eficacia de dos sistemas de postes prefabricados; como son los de fibra de vidrio y los de fibra de cuarzo, para así poder elegir el sistema adecuado para cada paciente; ya que cada caso dependerá de la cantidad y calidad de la estructura dental remanente, entre otras cosas.

5.3 Hipótesis de trabajo.

Los postes cementados con resina dual obtendrán valores mayores de resistencia al desalajo en comparación con los postes cementados con ionómero de vidrio.

5.4 Hipótesis nula.

Los postes cementados con resina dual obtendrán valores menores de resistencia al desalajo en comparación con los postes cementados con ionómero de vidrio.

5.5. Hipótesis alterna.

Los postes cementados con resina dual y los postes cementados con ionómero de vidrio obtendrán valores similares de resistencia al desalajo.

5.6 Objetivo general.

El objetivo del presente trabajo es analizar y determinar mediante pruebas in vitro el grado de resistencia al desalojo de dos tipos de postes radiculares prefabricados, al ser sometidos a fuerzas verticales experimentales, utilizando diferentes materiales de cementación.

5.7 Objetivos específicos.

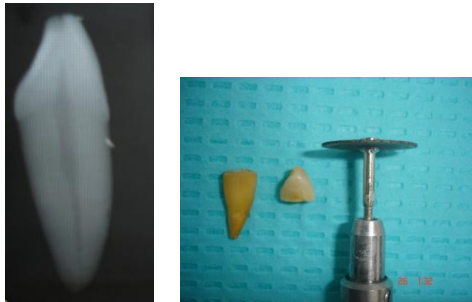
1. Comparar la fuerza de retención de los postes de fibra de vidrio: ParaPost Fiber Lux® y los postes de fibra de cuarzo D.T. Light- Post Illusion®.
2. Determinar el grado de resistencia al desalojo de los agentes cementantes como son el ionómero de vidrio: Vivaglass, la resina dual Variolink y la resina dual Corecem.
3. Determinar y comparar la diferencia entre ambos sistemas de anclaje radicular, en cuanto a la resistencia al desalojo del remanente dental.

5.8 Material y Metodología.

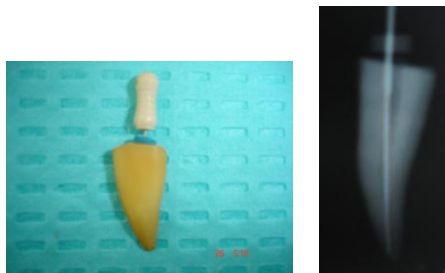
- 48 piezas dentales unirradiculares, extraídas por fines ortodónticos.
- 20 postes de fibra de vidrio ParaPost® Fiber Lux de la casa Coltene.
- 20 postes de fibra de cuarzo D.T. Light Post® de la casa Viarden.
- Ionómero de vidrio para cementar Vivaglass de la casa Ivoclar.
- Cemento dual a base de resina Variolink de la casa Ivoclar.
- Cemento dual a base de resina Corecem de la casa Viarden.
- Lámpara para fotopolimerizar 3M ESPE Elipar Free Light2.
- Cemento Sellador AH Plus.
- Máquina instrom.
- Estufa Hanau.
- Pieza de alta y baja velocidad.
- Disco de carburo.
- Limas flexofile de Maillefer.
- Fresas Gates Glidden # 2 y #3.
- Hipoclorito de sodio al 2.5%.
- Jeringa para irrigar de 10ml.
- Luks.
- Hoja de bisturí del # 15.
- Mechero.
- Radiografías.
- Fresas calibradoras.
- Espátula para cementos, resina y loseta.
- Espátula para resina.
- Alcohol al 96%.
- Silano.
- Cavit.
- Cloropercha.

Metodología.

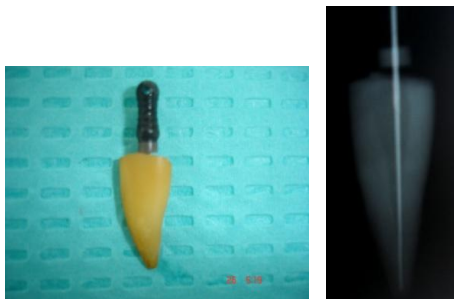
Se tomó la radiografía inicial a las 48 muestras, posteriormente se seccionaron las coronas de todas las piezas dentales con un disco de carburo para tener un mejor control en la conductometría y un tope fijo para trabajar.



Se comenzó con el tratamiento de conductos; se permeabilizó el conducto con una lima #15 Flexofile.



Se tomó la conductometría real posteriormente se trabajó en la porción apical hasta la lima # 40.

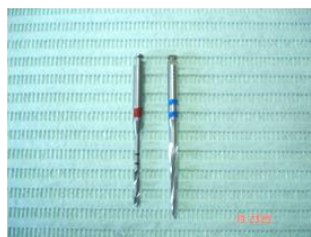


Para después trabajar los tercios medio y coronal con las fresas Gates Glidden # 2 y 3 respectivamente.



La técnica seleccionada para realizar la obturación de los conductos radiculares fue la técnica vertical modificada por el Dr. Henry Kan, utilizando el cemento sellador AH plus® (a base de resina) y posteriormente se tomo la radiografía final.

Después de realizar la obturación, procedimos a la desobturación de los tercios cervical y medios para colocar los postes radiculares, la desobturación se hizo con las fresas calibradoras que contiene cada uno de los kits; a 10mm ya que los postes tenían una medida longitudinal de 15mm y era necesario dejar fuera del conducto radicular mínimo 5 mm, para que la maquina instrum contara con una buena longitud para sujetar el poste.

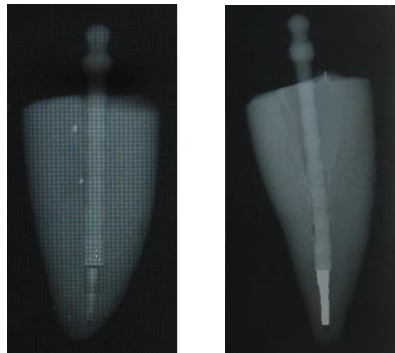


Se seleccionaron 10 piezas dentales para colocarles postes de fibra de vidrio ParaPost Fiber Lux® utilizando como agente cementante el ionómero de vidrio Vivaglass. 10 piezas también con los postes ParaPost Fiber Lux® pero utilizando cemento dual a base de resina Variolink.

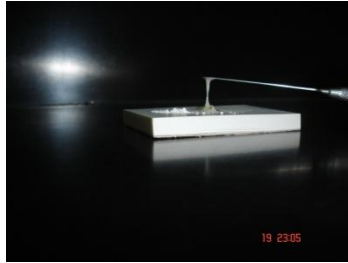
También 10 piezas dentales con los postes D.T. Light Post illusion® utilizando ionómero de vidrio para cementar Vivaglass. 10 piezas con los postes D.T. Light Post Illusion® utilizando cemento dual a base de resina Variolik. Y las ultimas 8 piezas con los postes D.T. Light Post illusion® utilizando cemento dual Corecem.

Los pasos a seguir para la cementación de los postes con ionómero de vidrio fue los siguientes:

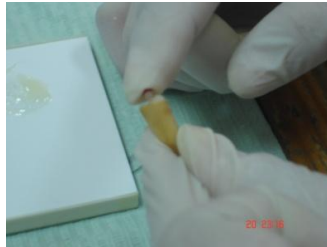
Se probaron los postes dentro del conducto radicular y se les tomo una radiografía antes de cementarlos, para corroborar que estaban a la distancia correcta.



Se secaron perfectamente bien los conductos y en una lozeta se hizo la mezcla del ionómero a una porción de 1:1 con una espátula estéril, hasta alcanzar una consistencia de hebra.



Posteriormente con una lima se llevo al interior del conducto la mezcla para después llevar al poste a la cavidad; y se mantuvo haciendo presión durante 1 a 2 Min.



Para hacer la cementación de los postes utilizando la resina dual Variolik fue la siguiente:

Se deshidrato el diente con alcohol al 96%, se seco y grabo con ácido fosfórico al 37%, durante 25 segundos, se lavo y se seco.



Posteriormente se coloco una capa de excite durante 10 segundos, después se coloco una segunda capa de excite y se fotopolimerizó durante 20 seg.



Se silanizó el poste, se hizo la mezcla del cemento dual con una espátula estéril durante 1 minuto y se llevo al interior del conducto con una lima, posteriormente se llevo el poste dentro del conducto y se fotopolimerizó durante 40 segundos. Este mismo procedimiento se llevo a cabo para el cementado de los postes D.T. Light Post illusion® pero utilizando el cemento Corecem, excluyendo el paso de silanizar el poste, debido a que no lo indica el fabricante.



Durante el tiempo que duró la metodología, las piezas dentales estuvieron dentro de una estufa Hanau para mantenerlas a 37° C. Para simular el estado como si estuvieran en boca.



Después de cementar los postes en las piezas dentales; se mantuvieron durante 7 días más en la estufa. Al octavo día se realizó la prueba utilizando la maquina Instron; la cual se utiliza para medir la fuerza aplicada para desalojar el poste.



Antes de llevar las piezas dentales a la maquina, se midieron los diámetros de los postes, ya que la maquina los solicita para hacer la conversión de medidas de acuerdo a cada poste. Los postes ParaPost Fiber Lux® tienen todos, las mismas medidas: diámetro, 1.21mm y longitudinal 15mm.



Ya que los postes D.T. Light Post®, poseen una doble conicidad, se midió el diámetro en las porciones, cervical, media y apical, obteniendo las siguientes medidas: 2.21mm, 1.16mm y 1.13mm, y después se obtuvo el área mediante la siguiente ecuación

$$1) A = 2\pi h r \longrightarrow \text{Para Pos Fiber lux®}$$

$$2) A = \pi h (R+r) \longrightarrow \text{D.T. Light Post Illusion®}$$

1) Donde A es el área del poste en el conducto, r es el radio o la mitad del diámetro del poste y h es la altura o longitud del poste que entra en el conducto.

2) Donde A es el área del poste en el conducto, h es la altura o la longitud que el poste entra en el conducto, R es la mitad del diámetro mayor y r es la mitad del diámetro menor.



Se puso la pieza en un sujetador de metal para después llevarlo a la maquina y hacer las mediciones correspondientes por medio de la computadora.



5.9 Resultados.

Los resultados que se obtuvieron en la realización del presente trabajo fueron los siguientes, contando con un intervalo de confianza de 95% y un margen de error de 0.05%.

Para realizar el análisis estadístico de los resultados obtenidos en esta prueba se utilizó el programa estadístico SPSS con el cual se realizó un análisis descriptivo ANOVA de una vía y para realizar la comparación de los grupos se utilizó la prueba Post Hoc de Tukey.

Poste	Cemento	Tensión Máxima (mpa) Media	Modulo elástico (mpa) Media	Tensión máxima (mpa) Desviación estándar	Modulo elástico (mpa) Desviación estándar
Fibra de cuarzo D.T.Light Post Illusion.	Ionómero de vidrio Vivaglass	2.6795	96.67	1	54
Fibra de cuarzo D.T.Light Post Illusion.	Resina Dual Variolink	3.611	113.72	1	53
Fibra de cuarzo D.T.Light Post Illusion.	Resina Dual Corecem	2.6845	112.3	1	102
Fibra de vidrio	Ionómero de vidrio	0.93	45	0.6	19

ParaPost Fiber Lux®	Vivaglass				
Fibra de vidrio ParaPost Fiber Lux®	Resinba dual Variolink	4.71	105	1	53

De acuerdo con los resultados de este estudio se obtuvo los postes de fibra de cuarzo D.T. Light Post Illusion® cementados con ionómero de vidrio Vivaglass, resina dual Variolink, y resina dual Corecem, no tuvieron una diferencia estadísticamente significativa de tensión máxima, entre ellos. Sin embargo el valor más alto de tensión máxima lo obtuvieron estos postes cementados con resina dual Variolink.

De acuerdo con los resultados de este estudio se obtuvo los postes de fibra de cuarzo D.T. Light Post Illusion® cementados con ionómero de vidrio

Vivaglass, resina dual Variolink, y resina dual Corecem, no tuvieron una diferencia estadísticamente significativa de modulo elástico, entre ellos. Sin embargo el valor más alto de modulo de elasticidad, lo obtuvieron estos postes cementados con resina dual Variolink.

Los postes de fibra de vidrio ParaPost Fiber lux® cementados con ionómero de vidrio Vivaglass, y los postes de fibra de cuarzo D.T. Light Post Illusion® cementados con ionómero de vidrio Vivaglass, no obtuvieron una diferencia estadísticamente significativa de tensión máxima. Pero el valor mayor lo obtuvo el poste de fibra de cuarzo D.T. Light Post Illusion cementado con ionómero de vidrio Vivaglass.

Los postes de fibra de vidrio ParaPost Fiber lux® cementados con ionómero de vidrio Vivaglass, y los postes de fibra de cuarzo D.T. Light Post Illusion® cementados con ionómero de vidrio Vivaglass, no obtuvieron una diferencia estadísticamente significativa en cuanto a modulo elástico. Pero el valor mayor lo obtuvo el poste de fibra de cuarzo D.T. Light Post Illusion cementado con ionómero de vidrio Vivaglass.

Los postes de fibra de cuarzo D.T. Light Post Illusion® cementados con resina dual Variolik; y resina dual Corecem; y los postes de fibra de vidrio ParaPost FiberLux® cementados con resina dual Variolink no obtuvieron diferencia de valores estadísticamente significativos en cuanto a tensión máxima. Sin embargo los postes de fibra de vidrio Para Post Fiber lux® cementados con resina dual Variolink, obtuvieron los valores más altos.

Los postes de fibra de cuarzo D.T. Light Post Illusion® cementados con resina dual Variolik; y resina dual Corecem; y los postes de fibra de vidrio ParaPost FiberLux® cementados con resina dual Variolink no obtuvieron diferencia de valores estadísticamente significativos en cuanto al modulo de elasticidad. Sin embargo los postes de fibra de vidrio Para Post Fiber lux® cementados con resina dual Variolink, obtuvieron los valores más altos.

De acuerdo con los resultados obtenidos en esta prueba, el grupo que tuvo una mayor tensión máxima y opuso mayor resistencia al tratar de desalojar el poste fue el grupo de los postes de fibra de vidrio ParaPost Fiber lux® de la casa coltene, cementados con resina dual Variolik.

Según los resultados de este estudio se obtuvo los postes de fibra de cuarzo D.T. Light Post Illusion® cementados con ionómero de vidrio Vivaglass, resina dual Variolink, y resina dual Corecem, no tuvieron una diferencia estadísticamente significativa de tensión máxima, entre ellos. Sin embargo el

valor más alto de tensión máxima lo obtuvieron estos postes cementados con resina dual Variolink

Así mismo al hablar del modulo de elasticidad se obtuvo que el grupo de postes de fibra de vidrio ParaPost Fiber Lux® cementados con ionómero de vidrio Vivaglass obtuvieron valores estadísticamente menores en comparación con todos los demás postes. Se infiere que estos resultados se obtuvieron debido a las características de este cemento.

Al hablar del modulo de elasticidad, debemos mencionar que cuando un poste presenta un mayor modulo de elasticidad, quiere decir que éste es mas rígido; lo que hace que sea más propenso a sufrir una fractura.

El poste que presento mayor modulo de elasticidad fue el poste de fibra de cuarzo D.T. Light Post Illusion® cementados con resina dual Variolink.

6. Discusión.

Qualtrough et. al., en el 2003 comparan la retención de postes de titanio, fibra de cuarzo, vidrio y carbono, cementados con cemento a base de resina. Concluyen que los pernos de fibra de cuarzo son los más retentivos y que los demás grupos presentan valores similares, además los postes de fibra paralelos resultaron más retentivos que los postes de fibra cónicos.

Ferrari et. al., en el 2000 investigan 1.304 casos de 1-6 años, 804 de fibra de cuarzo, y 454 de fibra de vidrio. Localizan 25 fracasos por descementado y 16 no relacionados con el poste.

Acallan et. al., en el año 2002 compararon postes prefabricados de titanio, fibra de vidrio, cuarzo y zirconio, y observaron mayores cargas de fracaso para postes de fibra de cuarzo, y modos de fracaso más favorables con postes de fibra, concluyendo que era preferible el uso de postes de fibra respecto a postes de titanio y zirconio.

Bitter et. al., en el año 2006 comparan la resistencia adhesiva de 200 postes de fibra de cuarzo y 60 postes de fibra de vidrio con 6 adhesivos diferentes. Los postes de fibra de vidrio obtuvieron los mejores resultados.

Con base en los resultados obtenidos en este estudio se puede establecer que los postes Para Post Fiber Lux® cementados con el cemento Variolink presentan valores superiores de resistencia al desalojo en comparación con los postes D.T. Light Post Illusion® cementados con ionómero de vidrio Vivaglass, resina dual Variolink y resina dual Corecem. Sin embargo los valores no presentan una diferencia significativa estadísticamente hablando.

Al comprar el agente cementante de cada poste, los postes Para Post Fiber Lux cementados con resina dual Variolink presentaron mayores valores de

retención, en comparación con los postes cementados con ionómero de vidrio VivaGlass, sin observarse una diferencia estadísticamente significativas. Este comportamiento podría deberse a que el cemento Variolink (a base de resina compuesta de curado dual) utiliza un agente adhesivo, mejorando la adhesión, y porque el cemento dual presenta valores de contracción por polimerización reducidos dando como resultado un mayor ajuste. Otra probabilidad es que el fabricante indica cementar los postes con cemento a base de resina y no con un ionómero de vidrio.

Sin embargo, no se pudo realizar una comparación confiable entre los valores de los Para Post Fiber Lux y los D.T. Light Post Illusion debido a que estas pruebas se realizaron en dientes, y estos no tienen una longitud y volumen estándar en todas las piezas.

7. Conclusiones.

La función del poste intrarradicular es retener el muñón, por lo que no todos los dientes con tratamiento de conductos requerirán la colocación de un poste. La estética que proporcionan, el módulo de elasticidad y el comportamiento anisótropo de los postes de fibra les convierte en un material adecuado para restaurar dientes con tratamiento de conductos.

De acuerdo con la realización de este trabajo, podemos concluir que el poste que obtuvo una mejor resistencia a ser desalojado fue el poste ParaPost Fiber lux® de la casa coltene cementado con resina dual que en este estudio se utilizó el Variolink de la casa Ivoclar. Sin embargo no presenta una diferencia estadística significativa en comparación con los demás postes utilizando diferentes sistemas de cementación.

No se puede afirmar totalmente la eficacia de estos materiales ya que cada uno cuenta con sus respectivas propiedades y su capacidad de uso, para esto se tendría que realizar pruebas más exhaustivas.

La principal base del éxito clínico es tener el conocimiento, saber y conocer cuáles son los materiales apropiados y las indicaciones que se deben seguir para su correcta colocación y manejo. Ya que hoy en día contamos con una gran cantidad de materiales en el mercado.

8. Bibliografía

1. Mondragón Espinosa, Jaime D. Endodoncia. Interamericana Mc Graw-Hill. México. 1995.
2. Estrela, Carlos. Ciencia Endodontica. Artes médicas. Brasil. 2005.
3. Hankins, P.J., Mahmoud E.E. an Evaluation of the canal master, balanced-force, and step-back techniques. Joe. Mar. 1996.
4. http://www.javeriana.edu.co/Facultades/Odontologia/posgrados/acadend/o/i_a_revision10.html.
5. Ingle, J. Endodoncia. 4ªed. McGraw-Hill Interamericana. 1994.
6. Leonardo, M.R. Endodoncia. tratamiento de los conductos radiculares. Médica Panamericana. Buenos Aires. 1983.
7. Beer, Rudolf. Et. Al. Atlas de Endodoncia. Masson. España. 2000.
8. Pumarola Suñé, J. & Roig Cayón, M. Obturación de los conductos radiculares. Roe 1996.
9. <http://www.medigraphic.com/espanol/e-htms/e-odon/e-uo2005/e-uo05-2/em-uo052c.htm>.
10. Shillingburg, Herbert. Fundamentos de prótesis fija. Quintessense. España. 1997.
11. <http://www.medigraphic.com/espanol/e-htms/e-odon/e-uo2006/e-uo06-2/em-uo062b.htm>.
12. Scotti, Roberto. Pernos de fibra, bases teóricas y aplicaciones clínicas. Masson. España. 2004.
13. Gunnar Bergenholtz. Et. al. Textbook of Endodontology. Blackwell Monksgaard. USA.2003.
14. Lasala, Ángel. Endodoncia. 3a. ed. Editorial Salvat. Barcelona. 1979.

15. http://www.jstage.jst.go.jp/article/josnusd/49/1/49_41/article.
16. Cohen, Stephen. Vías de la pulpa. Harcourt. España. 1999.
17. Ley, Ana. Uso y Abuso de los postes: una revisión de la literatura. Revista ADM, 2002. Julio-Agosto, Vol. LIX.
18. http://www.javeriana.edu.co/academiapgendodoncia/i_a_revision39.html.
19. Phillips. La ciencia de los materiales dentales. Interamericana. McGraw-Hill. 1991.
20. Cova, J, L. Biomateriales Dentales. Amolca. Colombia. 2004.
21. Craig, R, G. Dental materials, properties and manipulation. Mosby. China. 2004.
22. Meza, Alejandro. Postes radiculares y sellado endodóntico. Revista ADM. 2005, Julio-Agosto, Vol. LXII.
23. Davidson, C, L, Mjör I, A. Advances in glass ionomer cements. Quintessense. Germany. 1999.
24. Goldberg, Fernando. Materiales y técnicas de obturación endodóntica. Ed. Mundi SAIC y F. Buenos Aires. 1982.