

T.O.
00913-21

T.O.
91321
2004

ESTADO DEL ARTE EN LA REHABILITACION ENDOPROSTODONTICA

AMAYA RICO LILIA CLEMENCIA
CAIPA RIVERA VIVIANA
CASTELLANOS RODRÍGUEZ MARIBEL JULIANA
CORREDOR RONCANCIO MARYURI JASVEIDY
DUQUE D'ACHIARDI LILIANA ANDREA
GUERRERO PEÑA MARTHA JOSEFINA
HERNÁNDEZ CHAPARRO YANIRA
RIVERA PEÑA CLAUDIA ADRIANA
RODRIGUEZ RODRIGUEZ JOHANNA
SILVA CASALLAS SOLEY

Director Científico
Dr. CESAR GOMEZ
Odontólogo

Asesor Metodológico
Dra. MARIA ALEJANDRA GONZALEZ B.
Odontóloga, Magíster en Administración de Salud.

COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
BOGOTÁ D.C. 2001



COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
BIBLIOTECA SEDE NOROCCIDENTAL

EL ESTADO DEL ARTE EN LA REHABILITACION ENDOPROSTODONTICA

**AMAYA RICO LILIA CLEMENCIA
CAIPA RIVERA VIVIANA
CASTELLANOS RODRÍGUEZ MARIBEL JULIANA
CORREDOR RONCANCIO MARYURI JASVEIDY
DUQUE D'ACHIARDI LILIANA ANDREA
GUERRERO PEÑA MARTHA JOSEFINA
HERNÁNDEZ CHAPARRO YANIRA
RIVERA PEÑA CLAUDIA ADRIANA
RODRIGUEZ RODRIGUEZ JOHANNA
SILVA CASALLAS SOLEY**

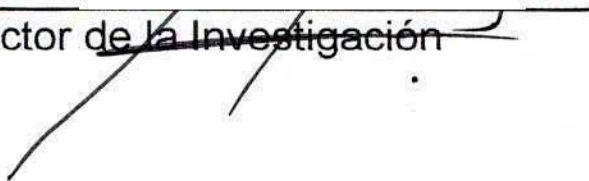
**Trabajo de grado presentado como requisito parcial para optar el título de
Odontólogo**

**Director Científico
Dr. CESAR GÓMEZ
Odontólogo**


**Asesor Metodológico
Dra. MARIA ALEJANDRA GONZALEZ B.
Odontóloga, Magíster en Administración de Salud.**

**COLEGIO UNIVERSITARIO COLOMBIANO
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
BOGOTÁ D.C. 2001**

El trabajo de Grado EL ESTADO DEL ARTE EN LA REABILITACION ENDOPROSTODONTICA, elaborado por los alumnos AMAYA LILIA, CAIPA VIVIANA, CASTELLANOS MARIBEL, CORREDOR MARYURY, DUQUE LILIANA, GUERRERO MARTHA, HERNANDEZ YANIRA, RIVERA CLAUDIA, RODRIGUEZ JOHANNA Y SILVA SOLEY ha sido aprobado como requisito parcial para optar el titulo de Odontólogo General.


Director de la Investigación


Asesor Metodológico


Director del Departamento
de Investigación y Salud Pública

Bogotá D.C. Mayo del 2001

TABLA DE CONTENIDO

| | PAG. |
|--|-------------|
| INTRODUCCIÓN | I |
| 1. CONTEXTO DE LA INVESTIGACIÓN | 2 |
| 1.1 PROBLEMA | 2 |
| 1.2 JUSTIFICACIÓN | 3 |
| 1.3 PROPÓSITO | 3 |
| 1.4 MARCO TEORICO | 3 |
| 1.4.1 Antecedentes Históricos | 3 |
| 1.4.2 Criterios Diagnósticos | 5 |
| 1.4.3 Desobturación | 6 |
| 1.4.4. Ensanchamiento Del Conducto | 7 |
| 1.4.5 Preparación De La Estructura Coronal | 8 |
| 1.4.6 Núcleos Colados | 10 |
| 1.4.7 Metales | 11 |
| 1.4.6 Núcleos Colados | 10 |
| 1.4.7 Metales | 11 |
| 1.4.8 Postes Prefabricados | 14 |
| 1.4.9 Adhesion | 31 |
| 1.4.10 Cementos | 34 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 1.4.11 | Complementadores De Muñones | 41 |
| 1.5 | OBJETIVOS | 44 |
| 1.5.1 | Objetivo General | 44 |
| 1.5.2 | Objetivos Específicos | 44 |
| 2. | MÉTODO | 46 |
| 2.1 | TIPO DE ESTUDIO | 46 |
| 2.2. | OBJETO DE ESTUDIO | 46 |
| 2.3 | DEFINICIÓN DE VARIABLES | 46 |
| 2.4 | FUENTES DE INFORMACIÓN | 47 |
| 2.5 | INSTRUMENTO | 47 |
| 2.5.1 | Instrumento No1 Matriz Bibliográfica | 47 |
| 3. | RESULTADOS | 48 |
| 3.1 | VENTAJAS Y DESVENTAJAS PARA LA ELABORACIÓN DE RETENEDORES INTRARRADICULARES | 48 |
| 3.2 | CRITERIOS DIAGNOSTICO | 49 |
| 3.3 | TECNICAS UTILIZADAS PARA LA ELABORACIÓN DE RETENEDORES INTRARRADICULARES | 50 |
| 3.4 | TIPOS DE METALES Y ALEACIONES UTILIZADAS PARA EL PROCESO DE COLADO | 51 |
| 3.5 | SISTEMAS DE POSTES PREFABBIRCADOS | 51 |

| | | |
|-----|--|----|
| 3.6 | TIPOS DE MATERIALES UTILIZADOS COMO COMPLEMENTADORES DE MUÑÓN | 53 |
| 3.7 | TIPOS DE MATERIALES DE CEMENTACIÓN | 54 |
| 4. | CONCLUSIONES | 56 |
| 5. | RECOMENDACIONES | 58 |
| | BIBLIOGRAFÍA | 59 |
| | ANEXO 1 | |

INTRODUCCIÓN

En la práctica odontológica y específicamente en el área de la prostodóncia, se utiliza la técnica directa para la elaboración de retenedores intrarradiculares la cual consiste en la copia morfológica del conducto, siendo esta una técnica que requiere de tiempo y de habilidad por parte del odontólogo para proporcionar éxito en el tratamiento.

Por esta razón se ha implementado el uso de sistemas prefabricados que pueden ser activos o pasivos y presentan diseños cónicos, paralelos y mixtos que se adaptan a la estructura radicular remanente facilitando la elaboración del retenedor intrarradicular en una cita; esto gracias a la adhesión lograda por medio de un cemento y un complementador de muñón que poseen propiedades similares a la estructura dentaría y proporcionan los requisitos necesarios para recibir una restauración definitiva.

Esta investigación se realizó con el fin de implementar nuevas técnicas que se utilizan como alternativas prostodónticas y brindan las mismas o mejores propiedades físicas y biomecánicas obtenidas con la practica convencional.

1. CONTEXTO DE LA INVESTIGACION

1.1 PROBLEMA

Se ha visto en la continua práctica prostodóntica la utilización de la técnica directa para la elaboración del retenedor intrarradicular que consiste en la copia morfológica del conducto por medio de una resina acrílica que debe ser preparada coronalmente, llevada a un proceso de colado, pulido y finalmente realizar la cementación, proceso que requiere de varias citas, lo que lleva a implementar nuevos sistemas de retención intrarradicular que pueden ser tan fuertes o más fuertes que los postes o núcleos colados convencionalmente.

Dentro de estos encontramos los sistemas prefabricados que permiten la adaptación y cementación del retenedor intrarradicular, facilitando la reconstrucción del muñón y la toma de la impresión definitiva en una cita. Por esta razón cabe preguntarse ¿Cuál de estos sistemas proporciona mayor comodidad tanto para el operador como para el paciente, cuál brinda mejor tiempo de trabajo, y que biomaterial proporciona características superiores tanto en retención, adhesión, resistencia compresiva, estabilidad dimensional y biocompatibilidad con los tejidos dentales remanentes?

1.2 JUSTIFICACIÓN

Este estudio es de gran utilidad práctica porque ayuda a establecer las principales características de los biomateriales utilizados para la retención intrarradicular, así mismo las diferentes técnicas utilizadas y los nuevos sistemas que proporcionan mayor comodidad en el proceso de elaboración del retenedor intrarradicular.

1.3 PROPOSITO

Al realizar este estudio se pretende fomentar en la práctica endoprostodóntica la utilización de nuevos sistemas y técnicas de retención intrarradicular que brindan una gama de posibilidades para el odontólogo en el momento de escoger el tratamiento a realizar y de esta manera tener un conocimiento actualizado que permita establecer un nivel competitivo en la práctica odontológica.

1.4 MARCO TEÓRICO

1.4.1 Antecedentes Históricos

El concepto de utilizar la raíz de un diente para la retención de una corona no es nuevo, en la antigüedad se utilizaron astillas de madera en los conductos de los dientes que fueron reemplazados por postes metálicos, con los cuales una corona

de porcelana era asegurada por un tornillo dentro del conducto radicular relleno en material de oro, esta técnica fue implementada por Black en el siglo XIX. La corona Richmond fue introducida en 1870 e incorporó un tubo en el conducto con una corona de retención en el tornillo, esta corona fue modificada un tiempo después para eliminar el tubo prefabricado que entraba en el canal y fue rediseñada como una sola pieza de espigo y corona, pero esto no fue muy popular debido a lo poco práctico. Estas dificultades llevaron al desarrollo de una restauración de poste muñón por separado con una corona artificial cementada sobre el muñón y la estructura dental remanente.

Más adelante con el descubrimiento de los rayos x por el físico alemán Wilhelm Conrad Roentgen en 1895 se consiguió un medio de diagnóstico con capacidad de penetración, producción de fluorescencia, propagación en línea recta sin presentar desviación al atravesar campos magnéticos o eléctricos y entre sus desventajas está la acumulación en los tejidos y el daño que causa a los seres vivos al ser usados indiscriminadamente. La implementación de los rayos X en odontología estuvo a cargo por el Dr. Otto Walkhoff, dentista de Braunschweig, Alemania, quien los utilizó por primera vez tomando una radiografía de un premolar inferior. Este dentista utilizó una pequeña placa fotográfica de vidrio envuelta en papel negro y recubierta de goma, y el tiempo de exposición fue de 5 minutos. C. Edmond Kells, dentista de Nueva Orleans fue el primero en efectuar radiografías intraorales en 1896, y en este mismo año William Rolins desarrolló la primera unidad de rayos X dental. Con la llegada de la terapia endodóntica en

1950, se incrementaron los avances en la odontología restauradora, gracias a la interpretación radiográfica ya que los dientes, que comúnmente eran extraídos, fueron tratados satisfactoriamente con una terapia endodóntica y como en algunos casos fue necesaria una restauración protodóntica, los postes colados y los muñones se convirtieron en métodos de rutina para dientes endodónticamente tratados. (Morgano y Brackett, 1999).

1.4.2 Criterios Diagnósticos

Antes de establecer el tipo de rehabilitación que debe recibir determinado diente se deben evaluar criterios clínicos tales como, la anatomía interna, la posición del diente, la extensión de caries y la interpretación radiográfica que son fundamentales para el éxito del tratamiento. La interacción de tres factores primarios parecen influenciar el éxito o el fracaso del tratamiento endoprotodóntico como: el diseño de la preparación, ajuste y sellado del poste y la naturaleza del cemento. (Morgano y Brackett 1999).

En pacientes que presenten el tratamiento convencional de conductos (T.C.C) se debe realizar una valoración para determinar si está bien obturado, de no ser así, es preferible realizar el T.C.C nuevamente; pero si por el contrario, el tratamiento es realizado por el endodoncista, la desobturación debe ser realizada por este, quien conoce la anatomía del conducto que obturo.(Shillimburg H 1981)

1.4.3 Desobturación

Este procedimiento consiste en preparar el conducto para recibir el retenedor intrarradicular, siendo diferente para núcleos colados y para prefabricados.

Para núcleos colados lo ideal es realizar la desobturación inmediatamente después de hacer el T.C.C por la persona que realizó este procedimiento. Antes de retirar la gutapercha, se debe calcular la longitud apropiada para el retenedor intrarradicular; esta longitud debe ser la suficiente para aportar resistencia pero, no debe ser tan larga, ya que traerá como consecuencia el debilitamiento del sellado apical; como guía se puede considerar que la longitud del retenedor sea igual o mayor a la altura de la corona anatómica o $2/3$ de la longitud de la raíz pero dejando como mínimo 4 mm de gutapercha apical y manteniendo la morfología del conducto. (Shillimburg, H 1991).

Se recomienda utilizar una lima caliente, ensanchador de peeso, Post Space Maillefer ó los Orifice Shapper de la serie, Profile de la casa comercial Maillefer, seleccionando el calibre adecuado para cada diente, con un tope en el mango que indique la longitud a desobturar. Después de retirar la gutapercha se procede a tomar una radiografía en la que se verifica si la longitud desobturada es la indicada y de ser así se procederá a la elaboración del patrón de núcleo que posteriormente será colado. (Shillimburg 1981).

Para realizar la desobturación en dientes que van a recibir cualquier sistema de postes prefabricados se utiliza la fresa precalibrada que viene en el Kit y antes de ensanchar el conducto radicular se debe decidir el tipo de sistema que será utilizado para realizar el retenedor. Es una ventaja familiarizarse con más de una técnica dado que no existe un único sistema que tenga una aplicación universal. (Muñóz J. Y Vargas O. Boletin científico de biomateriales Vol 8 Marzo- Julio 2000).

1.4.4 Ensamblamiento del Conducto

El proceso de ensanchamiento para postes prefabricados se realiza con una fresa específica que se adecue a la forma de este para no debilitar la estructura dental. Los postes paralelos son más retentivos y distribuyen las tensiones mejor que los postes cónicos los cuales pueden ser utilizados cuando el canal ha sido ensanchado convencionalmente. Hay que ser especialmente cuidadoso en no eliminar mas dentina en la extensión apical del espacio del poste de la que sea estrictamente necesaria. Un poste cilíndrico preformado únicamente se adaptará en la mitad apical del canal. Se dispone de postes modificados con extremos cónicos que se adaptan mejor a la forma del canal aunque tienen menos retención que los postes cilíndricos y pueden ejercer un indeseable efecto de cuña sobre la estructura dental sana sino existe un freno vertical. El ensanchamiento del canal para postes individualizados no requiere mucha preparación pero deben eliminarse los socavados del conducto. (Rosentiel, StephenF 1991).

Se debe tener un procedimiento más cuidadoso en la preparación de molares inferiores ya que la pared distal de la raíz mesial es susceptible y en molares superiores la curvatura de la raíz meso-vestibular hace más probable la perforación (Rosentiel, Stephen F. 1991).

1.4.5 Preparación de la Estructura Coronal

Se debe eliminar todo el tejido cariado y preservar la estructura dentaria sana conservando como mínimo 2 mm de altura coronal con respecto al margen gingival, sin alterar el espesor biológico y de esta manera lograr una línea de terminación en tejido dentario remanente sano logrando así un efecto de férula. (Shillimburg, Herbert, 1991).

En 1959 Frank indicó la importancia del cubrimiento coronal de tipo protector en dientes no vitales y Rossen sugirió una “ acción de abrazo” de un collar subgingival del metal colado que provee una protección evitando la fractura de la estructura dental. (Frank y Rossen . 1959).

Libman y Nicholls evaluaron los efectos de la férula en la integridad del sellado del cemento en las coronas coladas y reportaron mayor resistencia cuando el margen se extiende 1.5 mm apical del margen del muñón. (Libman y Nicholls 1995).

Eisman y Rodke utilizaron el termino de “ efecto de férula “ que describe este anillo de 360 grados del metal colado y recomendaron una extensión de la restauración definitiva de por lo menos 2 mm en la unión muñón - estructura dental remanente. Estudios realizados por Barkholder y Heming reportaron un aumento en la resistencia a la fractura utilizando este método. (Eisman y Roodke 1996).

La cementación de un poste con un sistema de adhesión dentinal puede proveer una resistencia interna de la raíz que sustituye la férula extracoronal. El efecto de férula se obtiene del paralelismo de las paredes de la estructura del diente con la línea terminal de la corona y no con el contrabisel realizado en la preparación, también reportaron que una línea terminal biselada de 1mm para la preparación de una corona completa no aumenta la resistencia a la fractura de la raíz (Soresen y Engleman 1997).

Los conocimientos actuales confirman que el odontólogo debe mantener el máximo de estructura dental coronal posible; cuando se preparan dientes no vitales para coronas completas y maximizar el efecto de férula. La mejor guía para esto es una altura mínima de 1.5 a 2mm de la estructura dental intacta por encima del margen coronal con 360 grados alrededor de la preparación del diente. (Morgano y Brackett 1999).

El alargamiento quirúrgico de la corona o la extracción ortodóntica deben ser considerados en dientes severamente dañados por exponer más estructura dental para establecer la férula, si esto es poco práctico es mejor considerar la extracción y reemplazo del diente por medio de un implante o un tratamiento de prostodóncia Convencional.(Morgano y Brackett 1999).

1.4.6 Núcleos colados

Después de ensanchar el canal y preparar la estructura coronal remanente se procede a la elaboración del retenedor intrarradicular que puede realizarse por diferentes técnicas, la primera es la directa que se elabora en el paciente, y existen dos formas de realizarla, una es la copia morfológica en la que se utiliza un duralpín recubierto por duralay y otra es utilizando el poste precalibrado calcinable donde se utiliza una resina acrílica tipo tipo duralay de autopolimerización o la resina acrílica de fotopolimerización tipo accusset, para realizar la copia intrarradicular y la construcción del muñón. La segunda técnica es la indirecta utilizada cuando se van a rehabilitar varios dientes, esta es realizada en el laboratorio, gracias a la impresión tomada previamente con un material elastómero y por medio de postes precalibrados, obteniendo un modelo de trabajo que se troquela y de cual se remueve el poste con el que se tomo la impresión, este es reemplazado por un poste plástico estriado en el cual se fabrica el patrón que se reviste y se cuele. Una de las técnicas más utilizadas es la directa que garantiza una copia morfológica del canal radicular, la cual se inicia

con la lubricación del canal preparado y la introducción del duralay a la cavidad por medio del léntulo, posteriormente se coloca un pín plástico el cual debe extenderse en toda la longitud del canal, se retira y se asienta varias veces antes de que polimerice completamente, una vez polimerizada la parte intrarradicular, se verifica que esta se pueda insertar y retirar fácilmente sin que se una al canal.(Coony SP 1986).

Posteriormente se procede a la elaboración del muñón que conservará la anatomía dentaria, cumpliendo con las características de preparación, para recibir una corona completa combinada, si esto se cumple se puede iniciar el proceso de laboratorio, el patrón que se obtenga por técnica directa o indirecta será llevado al proceso de revestimiento el cual se hará sin papel de amianto para lograr un colado mas pequeño que entrará holgadamente al canal radicular. (Rosentiel, Stephen F. 1991).

1.4.7 Metales

Para realizar los colados se utilizan metales nobles que son biocompatibles, presentan alta resistencia a la pigmentación y corrosión. Existen ocho metales como son el Oro , Platino, Paladio, Rodio, Osmio, Rutenio, Iridio y Plata. (Guzman A 2000).

Uno de los principales metales es el Oro puro, material noble, dúctil y que presenta un proceso de endurecimiento cuando se reduce la nobleza, la presencia de cantidades significativas de platino y paladio producen un considerable endurecimiento de la solución, la resistencia a la corrosión se reduce conforme se disminuye el contenido en Oro. Existen diferentes aleaciones como las aleaciones tipo I (suave) relativamente blandas, que no pueden recibir grandes fuerzas y tienen baja resistencia, se utilizan para incrustaciones pequeñas. Las aleaciones tipo II (mediana) más utilizadas para incrustaciones de moderada resistencia y restauraciones parciales como la corona $\frac{3}{4}$ tienen propiedades mecánicas superiores con una ligera reducción de la ductibilidad. Las aleaciones tipo III (duras), se utilizan para incrustaciones de gran resistencia o núcleos, para puentes, coronas y cuando se necesita una tensión relativamente alta. Las aleaciones tipo IV (extraduro) se utilizan para construir componentes de prótesis parciales, para coronas o pilares de protodóncia totalmente metálicas, usada para núcleos y restauraciones de tramo largo, es la aleación más rígida y más resistente a la distorsión. (Mc Cabe, J 1988).

La aleación de oro- platino- paladio es de color amarillo, dúctil ideal para coronas individuales y prótesis parcial fija de tramo corto. (Guzman A. 2000).

La aleación de oro-paladio-plata contiene 41% de oro, 37% de paladio, y 22% de plata, la plata puede producir una pigmentación verdusca en la porcelana debido a la pigmentación de sus óxidos. La aleación de oro- paladio es una aleación de

alta nobleza y resistente a la corrosión, se recomienda para protodoncia fija de tramo largo. (Guzmán A. 2000).

La aleación de Plata- Paladio contiene un mínimo de 25% de paladio junto con pequeñas cantidades de cobre, zinc e indio, tienen una densidad significativamente menor que las de oro, se recomienda tener cuidado con la temperatura del colado y la temperatura de fusión si se quiere obtener una buena aleación ya que el paladio tiene tendencia a disolver el oxígeno en estado fundido lo que puede dar lugar a un colado poroso. Las propiedades de la aleación de plata paladio son menor ductibilidad y resistencia a la corrosión, se utiliza para la construcción de incrustaciones y pónicos de prótesis parcial fija. (Anderson, George. 1996).

La aleación de Cobalto- Cromo contiene 65% de Cobalto, y un 35% de Cromo, el cobalto y el níquel son metales duros y fuertes, la función del cromo es endurecer mas la aleación y darle resistencia a la corrosión, y el berilio es tóxico para quien lo manipule, el carbono afecta la dureza, resistencia y dúctibilidad . (Smith, B 1991).

Las aleaciones de Ni- Cr contienen 70-80% de níquel y de 10 a 25% de cromo y pequeñas cantidades de silicona, berilio y carbono, estas aleaciones son muy duras y por lo mismo difíciles de pulir, es dúctil, capaz de resistir grandes tensiones sin sufrir deformación permanente y son aleaciones muy rígidas con

alto modulo de elasticidad, la principal desventaja es que el níquel que contiene es alergénico y que el berilio es peligroso para el laboratorista.(Anderson,G 1996).

1.4.8 Postes Prefabricados

La utilización de postes prefabricados se ha implementado actualmente debido a la gran variedad de sistemas disponibles que imponen nuevas técnicas fáciles de usar, seguras y económicas; estos sistemas cumplen con criterios como longitud adecuada, lados paralelos, cónicos y combinados, estandarizados a las fresas preparadoras del canal radicular, poseen un canal longitudinal de escape y un diseño de alta retención pasiva o activa. Una de las principales ventajas del empleo de postes prefabricados es la simplicidad de la técnica, en primer lugar se selecciona un poste que se ajuste a las dimensiones del canal y que únicamente requiera retoques mínimos para ajustarlo en el espacio del poste, estos sistemas actúan formando parte de la estructura dental radicular. .(Morgano y Brackett 1999).

Los postes prefabricados se clasifican según su material en metálicos, como el Titanio, (más rígidos pero biocompatibles clínicamente), Acero, (más flexibles, pueden ser doblados más fácilmente, pero no son biocompatibles clínicamente), Oro y Paladio; cerámicos, como Circonio y Leucita; Poliméricos como el de Fibra de Vidrio, Fibra de Carbono, Resinas Epóxicas y Acetálicas y el biológico en

material orgánico de hueso de bovino. Según su forma en cilíndricos, cónicos y combinados y dependiendo del tipo de retención en activos (Tienen un diseño de rosca continua y por lo tanto una mayor retención, muy agresivos, una vez colocados es muy difícil retirarlos excepto mediante tratamiento quirúrgico/cirugía.) y pasivos (son los no roscados, ofrecen buena retención, son más benévolos en el caso de fracaso de tratamiento, puesto que es mucho más fácil retirarlos.); según su superficie en lisos, estriados y atornillados.(E-MAIL:iffmmcoltene@hotmail. Com).

Los activos son muy retentivos por la presencia de roscas y presentan una mayor fuerza tensional que los pasivos pudiendo predisponer a la fractura radicular; los activos paralelos poseen gran retención pero están acompañados de fuerzas tensionales en la inserción, los cónicos activos aumentan la retención en un menor grado que los paralelos mientras que el pasivo liso puede requerir remoción sustancial de dentina radicular ya que es un poste largo de lados paralelos que proporciona un aumento ligero en la retención pero la distribución de fuerzas tensionales es más uniforme. (Stlandlee JP, 1978).

El pasivo cónico reduce la retención y tienen una irregular distribución de fuerzas tensionales. Los postes paralelos concentran sus fuerzas tensionales a lo largo de la longitud del conducto, mientras que los cónicos concentran las fuerzas tensionales en la porción coronal del conducto. Los postes prefabricados no están ajustados a la forma interna del conducto, por eso se dispone de diferentes

formas y dependiendo de la ubicación del poste, se puede promover la inadecuada distribución de fuerzas.(Barry Lee Musikant y Allans Deutsh, 1984).

Dentro de las ventajas se encuentra la técnica altamente conservadora, es un procedimiento sencillo, rápido y económico; tiene un mejor comportamiento biomecánico, integración con el material complementador de muñón, posibilidad de mantener estructuras protésicas, para que el tratamiento sea exitoso debe realizarse un buen tratamiento convencional de conductos, con paredes remanentes no debilitadas, su raíz debe ser lo suficientemente larga con respecto a la longitud de la corona y encontrarse periodontalmente sano. (Boletín Científico Vol. 8 #2 año 2000).

El factor de éxito más importante en postes y núcleos es la cantidad de estructura coronal remanente, la fractura vertical ocasional de la raíz provocada por tensión o trauma sobre el diente con postes rígidos, conduce a la extracción del diente y la salida accidental del poste del canal está relacionada con una proporción pobre entre la corona y la raíz y la sobre carga. (Hochman, N 1999).

Las aleaciones de Titanio tienen mas tendencia a ser utilizadas en postes prefabricados y para describir estos sistemas se debe tener un conocimiento sobre este, ya que es un metal que posee grandes propiedades que lo convierten en una alternativa utilizada actualmente y en el futuro. Dentro de sus propiedades se encuentra su bajo costo comparado con el oro, gran

biocompatibilidad, y su alta resistencia a la corrosión, dentro de sus desventajas se encuentran la gran producción de óxido que presenta cuando es sometido a altas temperaturas dificultando el colado y la unión a la porcelana, alto punto de fusión, baja densidad .(Guzmán A 2000).

El titanio se utiliza para fabricar implantes dentales, pines autorroscados, se utilizan aleaciones de titanio con aluminio y vanadio para fabricar implantes y aleaciones con níquel- molibdeno, para fabricar alambres ortodónticos. El titanio y sus aleaciones son materiales muy prometedores debido a su resistencia y a su excepcional biocompatibilidad con los tejidos biológicos. Es un metal con poco peso y gran solidez, resistente a la acción de ácidos sumamente agresivos (salvo ácido clorhídrico y fluorhídrico). Es utilizable hasta temperaturas de 1100 °C, el límite inferior conocido del titanio es de 253°C, tiene un punto de fusión de 1700°C, alta afinidad por el oxígeno cuando está en estado líquido, una ventaja del titanio es su baja densidad y resistencia a la fractura. La gran resistencia mecánica del titanio permite la utilización de espesores de pared más finos en los equipos, la película de óxido superficial del titanio brinda características inusuales y beneficiosas. La ausencia relativa de corrosión en los medios en que se utiliza generalmente el titanio, deja una superficie clara y suave. La excelente resistencia a la corrosión por erosión permite operar a velocidades significativamente superiores. La resistencia a la corrosión es sobresaliente, las aplicaciones que tiene en la industria química son amplísimas. El titanio se ha convertido en un material estándar para la fabricación de implantes dentales, su

alta resistencia mecánica combinada con la inmunidad del titanio a los líquidos corporales y su biocompatibilidad lo convierten en el material preferido para prótesis e implantes. (Morgano y Brakett 1999).

Existen postes prefabricados confeccionados con Platino-Oro-Paladio (Pt-Au-Pd), Níquel- Cromo (Cr-Ni) o Cromo-Cobalto (Cr-Co), también vienen en aleación de Acero Inoxidable u Oro, todos estos poseen un elevado modulo de elasticidad que les brinda propiedades físicas diferentes en comparación con los postes colados lo cual los hace esencialmente más rígidos. (Rosentiel, Stephen, F. 1991).

Uno de los primeros sistemas de postes prefabricados es el FILPOST, sistema de sujeción pasiva avanzado para la reconstrucción del muñón. Su utilización se recomienda debido a que posee una forma cónica que disminuye el riesgo de perforación de la raíz, no son tan voluminosos como los postes colados convencionalmente evitando desgastar tejido dentario, y dando como resultando un soporte más fuerte en la raíz, no es necesario hacer preparaciones paralelas ya que cada poste es ajustado independientemente, es económico, consume menos tiempo y su uso no es tan estresante como otras técnicas. La técnica consiste en colocar el poste en el canal antes de realizar la cementación para determinar el tamaño y la configuración deseada, después de tener confirmada la posición final, se limpia el espacio del canal y se procede a la aplicación del cemento; la reconstrucción del muñón puede hacerse con compósito, ionómero

de vidrio o amalgama, el diseño anatómico de este poste requiere una preparación del diente mucho menor que la que requiere los dientes que van a recibir diseños paralelos, el Filpost se adapta pasivamente y está fabricado en titanio puro (99.8%). (Catálogo comercial de la casa Fipin Filpost LTD 1988).

Los sistemas de endopostes radiculares garantizan mejor retención y sencillez de uso, dentro de estos postes prefabricados de la casa comercial Coltene Walhedent se encuentra el PARA-POST de primera generación, Son los clásicos del mercado, existen varios diseños, paralelos o cilíndricos, llave para lograr restauraciones fáciles y confiables mediante una técnica de endopostes y muñones, trae una codificación por número y color, asegurando la identificación precisa de postes y fresas, lados paralelos que permiten distribución equilibrada de fuerzas funcionales eliminando el efecto de "cuña expansiva" de los endopostes cónicos, elimina las tensiones intradentinales que provocan los endopostes atornillados, aumenta en un 30% la retención con respecto al poste paralelo de lados lisos y es 230% más retentivo en comparación con los postes cónicos y debido a los surcos longitudinales de escape elimina la presión hidrostática presente durante la inserción del endoposte. Este poste no genera tensiones de inserción siendo absolutamente pasivo y los surcos de escape permiten la protección del remanente de dentina radicular en una pieza endodónticamente tratada. Para realizar esta técnica en una sola sesión es necesario realizar la preparación cilíndrica del conducto en el diente endodónticamente tratado, esto se logra por medio de la fresa precalibrada que

determina la profundidad total de desobturación, se utiliza haciendo incrementos graduales que permiten preparar con seguridad el conducto al diámetro indicado manteniendo la profundidad inicial, una vez preparado el conducto se prueba el poste Para Post correspondiente al último diámetro de la fresa utilizada, este debe entrar libremente, posteriormente se debe construir el muñón con el biomaterial seleccionado según el caso utilizando algún tipo de matriz..(Munóz, J. Y Vargas, O. Boletín científico Biomateriales # 2 2000).

La segunda generación es el PARA POST X, donde está el Para Post XT, únicos postes activos roscados de la familia, considerado un perno endodóntico con ajuste preciso y seguro, trae tamaños intermedios y diámetros diferentes con una misma longitud, brocas con tres acanaladuras de punta roma que evitan que se ladeen al taladrar, permite una preparación suave, segura y una vida más larga, brocas calibradas con marcas indicadoras de profundidad (7,9 y 11mm) permitiendo al operador determinar la profundidad exacta del conducto, trae un organizador de pernos codificado por colores y números para su fácil manejo e identificación; posee una seguridad activa porque el diseño especial de las roscas proporciona retención más segura en la parte coronal y más resistencia en el área del muñón, presenta una cabeza redondeada con retenciones que evitan las tensiones al endurecer el material de reconstrucción, proporciona una adaptación fácil del material de reconstrucción, el material cubre la cabeza como en una cavidad con retenciones, posee un tope de asentamiento que elimina virtualmente la presión apical y tres surcos anti-rotatorios para neutralizar la

tendencia rotatoria del muñón donde las paredes del conducto soportan mejor las fuerzas mecánicas.(WWW. Coltene.com).

Posee estrías intercaladas que facilitan la salida de excesos del cemento evitando la presión hidrostática y una seguridad pasiva en la parte apical más débil o sensible, estrías cruzadas retentivas que previenen la rotación del perno, diseño de lados paralelos que distribuyen las fuerzas de tensión a lo largo del perno evitando así posibles fracturas de la raíz por tensión. (Catálogo Coltene Whaledent 1990).

Un segundo sistema es el Para-Post XH, poste de aleación de titanio con caras paralelas con corte ubicadas debajo de la cabeza y su cementación es pasiva.

Un tercer sistema es el Para- Post XP, poste con aleación de titanio y acero inoxidable compuesto por una cabeza plana con bordes redondeados que minimizan los puntos de fuerza donde se colocará la corona, tiene lados paralelos que distribuyen funcionalmente las fuerzas a lo largo del poste, presenta ranuras que proporcionan gran seguridad en todo el espacio de inserción, proporciona precisión, resistencia a la rotación y a las fuerzas oblicuas, se utiliza principalmente en dientes multirradiculares y su cementación es pasiva, viene en aleaciones de titanio, acero inoxidable y oro. El Para-Post XP fabricado en oro presenta lados paralelos que permiten proyectar el poste, requiere de una alta precisión y una óptima resistencia para las fuerzas de corte. (Catálogo Coltene Whaledent 1992).

La tercera generación es el TENAX compuesto por un cabezal triple que presenta secciones recortables, brinda un ajuste longitudinal del endoposte, un diseño altamente retentivo que permite la reconstrucción del muñón en composite, amalgama o ionómero de vidrio y canales longitudinales que previenen la rotación del muñón. Consta también de un canal longitudinal de escape que reduce la presión hidrostática durante la cementación asegurando la retención pasiva del endoposte, facilita el escape de aire atrapado en el conducto, previene la rotación y la salida de excesos de cemento. Su diseño híbrido se asimila a la morfología del conducto radicular 2/3 de su longitud son paralelos de alta retención y 1/3 cónico que garantiza una preparación conservadora, es un sistema pasivo no roscado, no causa tensiones laterales disminuyendo los riesgos de fractura radicular. Existen 3 variedades de Tenax, el primero es el poste de titanio y dentro de sus características se encuentran la resistencia a la corrosión ya que no posee níquel siendo biocompatible, permite una reconstrucción inmediata del poste muñón. El segundo es el poste de aluminio para impresiones y provisionales que logra impresiones casi perfectas en un mínimo de tiempo, no requiere aplicación de material de impresión en el conducto y permite la impresión estable de este sin deformaciones ni riesgos de ruptura de la impresión dentro del conducto. Es útil en la elaboración de provisionales rápidos y precisos ya que hay una exacta correspondencia entre preparación y el poste prefabricado permitiendo una fácil remoción. Por último se encuentra el poste plástico preformado calcinable para el proceso de colado que garantiza pernos colados de lados paralelos y cilindro-cónicos, surcos transversales de retención máxima,

posee un canal longitudinal de escape que permite una fácil y rápida cementación. Dentro del kit viene incluida una fresa de carburo de tungsteno y un mandril de aluminio de alta precisión sin corte en la punta activa y lados paralelos/cilindro-cónicos para ensanchar el conducto. (Catálogo casa comercial Coltene Whaledent 1993).

Dentro de los postes prefabricados de la casa comercial Densply -Maillefer se encuentran sistemas de postes prefabricados disponibles en kits que contienen un tablero plástico esterilizable, un ensanchador de conducto, una fresa para aplanar de diamante, una fresa espiral, una llave tubular y un mandril la presentación de estos esta representado por el Radix Anker -standar, el cual esta elaborado en una aleación de titanio y Acero inoxidable, esta también el Radix Anker-Long (largo) elaborado en aleación de titanio grado cinco norma ASTM, otro sistema es el Safix-Anker elaborado en aleación de titanio sin presencia de roscas, el Safix- Post, el Radix Anker -Compact (compacto) elaborado en aleación de titanio grado cinco norma ASTM. El Radix Anker-Stifte (Rígido) son postes cilíndricos elaborados en aleación de titanio grado cinco norma ASTM, El Unimetric en diámetros de 0.8mm y de 1mm están elaborados en acero inoxidable, El Unicast es un poste calcinable, el kit trae una fresa especial de penetración. (Manual de la casa comercial Dentsply-Maillefer 2000).

La casa comercial Essencial Dental System presenta varios sistemas de postes prefabricados los cuales contienen las Essential Gates Glidden Drills, fresas

utilizadas para remover la gutapercha y para realizar la preparación preliminar del canal ya que realizan un corte que reduce el riesgo de perforación gracias a la presentación codificada por colores que se adaptan a los diferentes sistemas, uno de estos es el World Post el cual consta de doce postes retratables huecas, dos postes # 0, cinco postes #1 y cinco postes #2 y los correspondientes ensanchadores primarios y fresas secundarias, también trae un kit para retratar el conducto a través del poste en caso de requerirse, cada kit contiene una serie de fresas diseñadas para volver a tratar un determinado tamaño de poste. Posee también un kit de retención extra para la retención adicional del World Post, contiene fresas especiales que ranuran el canal para dar mayor retención al poste, el tope estabiliza el poste bajo función y previene su deslizamiento, luego de cerciorarse que el poste y el tope estén perfectamente asentados se procede a la cementación, si la dentina del canal no tiene surcos, el fosfato de zinc es el cemento de elección, pero idealmente se debería utilizar el flexi Flow cemento de resina modificado con titanio, que se adhiere a las socavaduras del poste y a las ranuras de la dentina, haciendo que el world post se vuelva mas retentivo. Ahora el poste y la raíz están listas para la reconstrucción del muñón, se recomienda utilizar el Ti-Core, con un agente de adhesión colocado en la dentina y en el metal del poste.(Catálogo # 415 Casa comercial Essential Dental System 2000).

El Flexi-Post, sistema mas utilizado debido a su forma hendida y a sus roscas que proporcionan un máximo de retención con un mínimo de tensión, ideal para

dientes con buen remanente dental, es un poste paralelo activo de atornillado, incluye un ensanchador primario, una broca secundaria, el ensanchador primario es de 0.1 mm de ancho, dentro de sus ventajas están la penetración de la rosca en la dentina que es de 0.1mm, los restos dentinales son dirigidos entre la hendidura vertical lo que permite una colocación apical del poste sin interferencia de residuos, el poste ajusta igualmente sobre el ápice donde la raíz es frágil y facilita la cementación ya que está diseñado con un canal de escape que permite el flujo de los excesos de cemento y reduce la presión hidrostática. (Ruemping, D., R1979).

El Flexi-Flange ofrece todos los beneficios de fijación del flexi-post, e incorpora un reborde que proporciona estabilidad cuando hay poco remanente dentario, el reborde se fija a la estructura dental para proporcionar contacto entre el metal y el esmalte, su diseño ofrece una estabilidad óptima, un máximo de retención y una distribución uniforme de la tensión. (Catálogo casa comercial Essential Dental System 2000).

El Accet-Post consta de un diseño único de tubo hueco que facilita la cementación y posibilita la extracción del poste en casos que lo requieran, su cabeza proporciona una excelente estabilización y sus surcos mejoran la fijación del cemento. (Catálogo casa comercial Essential Dental System # 700-2000).

Los postes Pirec (metalor) están fabricados en una aleación biocompatible de titanio, tienen forma cilindro-cónica, superficie estriada y vienen micrograbados; gracias a su forma se adaptan muy bien a la anatomía del conducto radicular, poseen un canal a lo largo de la porción radicular que sirve de escape para el exceso de cemento y evita la excesiva presión sobre las paredes del conducto, forman parte del sistema Endo-Core de Metalor, sistema basado en la forma cilindro-cónica isométrica. (Brett I. Mark K. Journal Prosthetic Dent 2000).

La mayoría de los postes prefabricados son metálicos pero hay unos sistemas no metálicos disponibles, este sistema fue desarrollado en 1990 por Duret que presento un material no metálico para la fabricación de postes basado en el principio de reforzamiento de resina epóxica con fibra de Carbón. Este nuevo sistema endodóntico para la retención intrarradicular ha sido empleado por odontólogos de Europa y Canada, fue presentado en Estados Unidos como el C-poste de la casa comercial Bisco, esta elaborado en fibras de Carbón estriadas y alineadas sólidamente unidas a una matriz de resina Epóxica, la interfase entre los filamentos y la matriz es de composición orgánica, las fibras de Carbón ejercen tensión uniforme sobre los filamentos, el poste C-post tiene una forma cilíndrica que termina en punta cónica para estabilizar, tienen una longitud de 22 mm y sus diámetros varían de 1.0 a 1.4 mm, son pasivos y fueron diseñados para usarse con una técnica adhesiva. Dentro de las principales ventajas que presenta este tipo de poste están el menor tiempo de trabajo, el costo y la fácil remoción en casos en que se presente alguna enfermedad periapical. (Lacy A. 1995).

Un estudio in vitro realizado por Tobjoner en 1992 demostró que posee una resistencia inferior comparada con los postes metálicos, aunque tienen menos probabilidad de causar fractura radicular, el material ideal para la complementación del muñón es el composite. (Tobjoner A. 1992 Journal Prosthetic Dent 1995).

Hasta ahora los efectos a largo plazo que puedan causar estos postes no se conocen, sin embargo el comportamiento de estos es similar a la dentina, su elasticidad excede los valores registrados en los postes de acero inoxidable. Debido a la ubicación paralela de las Fibras de Carbón; estos postes tienen un comportamiento anisotrópico por lo cual sus propiedades físicas cambian dependiendo de los ángulos de la preparación. (Morgano y Brackett 1999).

De la casa comercial Biseo Dental Products, se encuentra el Aestheit Post, el cual presenta ventajas como radiopacidad, fácil de cortar, fácil de remover con una fresa de diamante en caso de presentar alguna enfermedad periapical, es biocompatible y flexible.

De la casa comercial Ribbond, se encuentra el Ribbond Fibers que presenta ventajas para la utilización en canales asimétricos grandes ya que se adapta muy bien al canal radicular, es flexible, fácil de cortar, fácil de remover con una fresa de diamante en caso de requerirse y su color es blanco, su principal desventaja

es que requiere de tijeras especiales, es menos fuerte que los otros, la técnica es difícil y la imagen radiográfica es débil.

Con los crecientes avances en tecnología cerámica, las coronas totalmente cerámicas se han vuelto muy populares, sin embargo restaurar un diente no vital con un núcleo metálico puede alterar los efectos ópticos de una corona completamente cerámica translúcida y comprometer la estética, por lo tanto la creciente demanda de restauraciones estéticas en odontología, llevo al desarrollo de sistemas de fijación y núcleos con el color de los dientes sin partes metálicas para mantener la translucidez de las coronas cerámicas. Debido a la necesidad de hacer una restauración totalmente cerámica se desarrollo un poste de Zircón, considerado dentro de los más estéticos y funcionales evitando producir la decoloración grisácea característica de los postes metálicos en las coronas translúcidas de cerámica, esta compuesto por óxido de Zirconio, contiene, policristales de Zirconio de forma densa tetragonal de grano fino y se caracteriza por poseer gran fuerza de flexión y resistencia a la fractura, es un material radiopaco, biocompatible, y con algunas propiedades similares al acero, uno de los nombres comerciales con los cuales se consigue este sistema es el Cosmo-Post de la casa comercial Ivoclar Vivadent. (Brett I. Cohen, Journal of Prosthetic dent 2000).

Estos postes fueron diseñados para ser utilizados con un reconstructor de muñón de resina combinando con ionómero de vidrio, para compensar las

desventajas de un muñón de composite y una restauración totalmente cerámica, son materiales de buena resistencia compresiva pero débiles si están sujetos a fuerzas compartidas. El muñón se fabricó en ionómero de vidrio sobre el poste de Zirconio prefabricado para desarrollar un poste totalmente cerámico. (Sorensen, 1993).

Los postes cerámicos ofrecen una solución estética para situaciones clínicas específicas y se utiliza una técnica indirecta que consiste en el uso del sistema IPS empress para la fijación del sistema Cosmo Post, la fuerza y la solidez de esta adhesión entre la fijación del zirconio y la cerámica a presión es un posible problema con este sistema, sin embargo, pruebas de fuerza han demostrado la confiabilidad de la adhesión entre las fijaciones de Zirconio y la cerámica, el material cerámico a base de vidrio, tiene un coeficiente de expansión térmica ligeramente mas baja que los materiales cerámicos a base de Zirconio y se puede lograr entre ambos una adhesión libre de tensión y fracturas, la técnica de fabricación indirecta de la fijación y los postes Cosmo-Post tiene numerosas ventajas como menor tiempo de trabajo, una desventaja con este sistema es que solamente esta disponible en dos tamaños de 1.4 y 1.7 mm, el Cosmo Post está contraindicado en dientes con canales de diámetro inusualmente grandes o que no sean redondeados, el uso clínico de este método se debe considerar como experimental y se recomienda investigación posterior en esta área. (N. Hochman Y M. Zalkind, 1999).

De la casa comercial Coltene Waledent se encuentra el Para Post Fiber White elaborado en fibra de vidrio para restauraciones cerámicas mas estéticas, presenta características como la presencia una cabeza redonda que reduce la tensión, sus cortes dobles aseguran una retención mecánica superior al canal radicular, presenta una flexibilidad similar a la de la dentina, se puede remover fácilmente si es necesario realizar un retratamiento de endodoncia, tiene una presentación estandarizada que garantiza un soporte seguro, versátil y efectivo cumpliendo con las necesidades estéticas en odontología, ya que no solo proporciona una alta resistencia sin necesidad de un componente metálico utilizando la cementación pasiva y gracias a la cabeza antirrotatoria se asegura la estabilidad, su color translucido minimiza la posibilidad de oscurecimiento en restauraciones donde las paredes de la dentina son delgadas. Esta compuesto por fibra de vidrio en un 42%, resina en un 29 %, y relleno en un 29 %, sus propiedades físicas son fuerza de tensión, resistencia a la fractura, fuerza flexible, módulos flexibles y fuerza compresiva. Se puede colocar sin complicaciones en el conducto radicular y los excesos de material son removidos fácilmente, puede ser utilizado en coronas y puentes, posee una película de baja densidad que elimina vacíos en la cementación, es radiopaco y libera flúor, el cemento recomendado es el de resina ya que brinda verdadera adhesión a la dentina, retiene flúor, es insoluble en fluidos orales, no se expande y presenta una alta retención. Los pasos para la cementación del Para Post Fiber White son preparar el canal radicular con una fresa precalibrada # 5 revisando la profundidad de la preparación con un Para Post # 5, se lava el canal con agua, se seca el canal con

puntas de papel, se aplica el cemento dentro del canal y los excesos son removidos con puntas de papel, se asienta el Fiber White en el canal, y una vez cementado se procede a la preparación del muñón. (Catalogo casa comercial Coltene Whaledent 1998).

De la casa Brasseler USA, se encuentra el Cera Post, poste radiopaco que presenta un color blanco, es biocompatible pero presenta desventajas como el costo, no se puede doblar, chispea cuando se corta y su remoción es muy difícil.

1.4.9 Adhesión

Es la fuerza que hace que dos sustancias químicamente diferentes se unan cuando se ponen en íntimo contacto, las moléculas de una sustancia se adhieren o son atraídas a las moléculas de la otra, la sustancia o película agregada para producir la adhesión es el adhesivo y el material al que se aplica se denomina adherente, la fuerte adhesión de dos sustancias puede llevarse a cabo solo por unión o retención mecánica más que por atracción molecular, hay mecanismos sutiles como la penetración del adhesivo en las irregularidades microscópicas o sub-microscópicas como las grietas o poros de la superficie del sustrato, un adhesivo líquido fluido o semiviscoso es el más adecuado para este procedimiento, ya que penetra en las irregularidades de la superficie y al endurecerse proporciona un punto de apoyo para la retención o adhesión mecánica, tiene propiedades como baja viscosidad, baja contracción de

polimerización, baja solubilidad, alto coeficiente de expansión térmica. La adhesión puede ser química donde se encuentra, la unión primaria por medio de enlaces iónicos, covalentes y metálicos; la unión secundaria donde están las fuerzas de Van der Waals y los puentes de hidrógeno. La adhesión mecánica tiene dos fases la macromecánica y micromecánica donde están los tags que son las prolongaciones del adhesivo dentro del sustrato en esmalte-dentina y la hibridación que es la interdifusión de un adhesivo en un sustrato previamente alterado, fenómeno que tiene por objeto aumentar la resistencia a la fractura, disminuir la microfiltración bacteriana aumentando de esta manera la longevidad de la restauración. Los determinantes de la adhesión son el sustrato donde se encuentra la composición, tratamiento de la superficie, presencia de impurezas y coeficiente de expansión térmica, otro determinante es el adhesivo donde se encuentra la viscosidad, contracción de la polimerización, solubilidad y características físicas. (Guzmán A. Guía de la ciencia y aplicación clínica de los materiales dentales 2000).

La adhesión al esmalte se realiza por medio del proceso de desmineralización con ácido fosfórico al 33% por 15 a 20 seg. Su objetivo es limpiar el esmalte, remover la capa del barrio dentinario, incrementar las asperezas microscópicas mediante la remoción de los cristales minerales o matriz interprismática e incrementar la superficie libre del esmalte y producir la suficiente infiltración de monómeros para sellar la superficie del esmalte con resina y contribuir a la retención de dichas restauraciones.(Guzmán A 2000).

La adhesión a la dentina es compleja debido a que la resina debe ser hidrofóbica, con un 22% de agua y un 33% de material orgánico, la desmineralización de la dentina se realiza por medio del ácido fosfórico para remover toda la capa del barrio dentinario, el grabado ácido de la dentina es necesario para incrementar la porosidad de la dentina intertubular para la infiltración del monómero, después de la desmineralización de la dentina se utiliza una sustancia que tenga la capacidad de humectarse en un ambiente húmedo y que se una a la parte hidrofóbica de la resina.(Guzmán A 2000).

Los adhesivos dentarios deben ser hidrofílicos para desplazar los fluidos dentales y humedecer la superficie, lo que permite penetrar en los poros de la dentina y por ultimo reaccionar con los componentes orgánicos e inorgánicos. (Guzmán A 2000).

El Primer es una molécula bifuncional, tiene un extremo hidrofóbico que se une al agente de unión y otro extremo hidrofílico que permite la interdifusión de la molécula de colágeno, es el principal encargado de la unión micromecánica de la dentina.(Guzmán A 2000).

Otra propiedad que se busca en el momento de la cementación es la cohesión que es la unión íntima entre dos materiales de la misma naturaleza química que elimina las interfases y reduce en un alto grado la microfiltración. (Guzmán A. Guia de ciencia y aplicación clínica de los materiales dentales. 2000).

1.4.10 Cementos

Los cementos dentales unen el poste a la dentina radicular, poseen propiedades tales como resistencia compresiva y resistencia a la tensión. Para lograr el éxito de la cementación, influyen también el potencial de deformación plástica, la microfiltración, la inhibición en el agua, y las características de manipulación. (Guzmán A 2000).

Los cementos se clasifican en temporales o definitivos, los temporales se utilizan para cementar en forma provisional una estructura de prótesis fija ya sea temporal o definitiva al tejido dental, mientras que los definitivos se usan con el fin de cementar en forma permanente una estructura de prótesis fija a los tejidos dentales. (Stephen F. Rosentiel 1998).

Estos cementos deben tener características como biocompatibilidad, espesor de película que oscile entre 15 y 35 micrones, adhesión al tejido dental y a la estructura a cementar, liberación de flúor, fácil manejo, fácil remoción de excesos, insolubilidad en el medio oral y por último estética. Existen materiales tales como: cemento de fosfato de zinc, policarboxilato, polialquenoatos, compómeros y resinas que presentan diferentes ventajas y desventajas inherentes a cada producto. (Rosentiel S. Journal Prosthet Dent 1998).

A pesar de que los cementos dentales son usados en pequeñas cantidades son quizás los materiales más importantes en la profesión odontológica debido a que son parte activa en la mayoría de procedimientos clínicos. Su uso va desde agente cementante de restauraciones fijas, base intermedia para protección pulpar y soporte de obturaciones, hasta material restaurador definitivo en diversas situaciones clínicas. Antiguamente, los cementos eran pocos y había que adaptarse a las ventajas y desventajas de los pocos cementos disponibles. Hace 50 años se contaba únicamente con el Fosfato de Zinc como agente cementante y base intermedia, el cual había probado su supervivencia clínica a largo plazo. Sin embargo, no era el cemento ideal para todas las situaciones clínicas, es muy exitoso, su principal desventaja es la solubilidad en fluidos orales y la falta de adhesión verdadera debido a que la retención se logra por traba mecánica, este compuesto por Acido Fosfórico en presentación líquida y óxido de zinc en presentación polvo. (Guzmán A 2001).

Con el desarrollo de restauraciones altamente estéticas se han aumentado el uso de materiales como cerámica y resinas compuestas sin estructura metálica de refuerzo. La resistencia de estas restauraciones depende del medio cementante, lo que estimuló el desarrollo de cementos de resina, los cuales han demostrado las más altas propiedades físicas y adhesivas. Estos cementos gozan de grandes ventajas y su uso es cada día más popular, pero también tienen sus indicaciones específicas. (Guzmán A 2001).

Los cementos de Polialquenoato se clasifican en Ionómero convencional, ionómero modificado con resina (Híbrido), ionómero modificado con metal (Cermets), poseen propiedades como alta resistencia compresiva, baja resistencia tensional, coeficiente de expansión térmica similar al diente, tiene la ventaja de adherirse químicamente a la dentina por medio del calcio, libera flúor hacia la superficie del esmalte siendo biocompatible, tiene bajo espesor de película, se utiliza como agente cementante, es ideal para cementación de restauraciones metal-cerámicas con adecuada altura coronal y como base intermedia. Este compuesto por vidrio de aluminio, silicato, oxido de aluminio, oxido de sílice y fluoruros en presentación de polvo, Acido poliacrílico, itacónico y tartárico que forman el componente líquido. Este cemento presenta 5 variedades que son el tipo I utilizado para cementar, el tipo II restaurador, el tipo III sellante de fasetas y fisuras, el tipo IV base intermedia, y el tipo V utilizado como reconstructor de muñones.(Guzmán A 2001).

Los ionómeros de vidrio modificados con resina conocidos como ionómeros híbridos, presentan triple curado, reacción de ácido mas base y fotopolimerización de un monómero, mejoran las propiedades físicas de los convencionales, aumentando la resistencia cohesiva, menor fragilidad y su reacción principal es la cristalización, se utiliza como agente cementante de restauraciones metálicas con poca retención, reconstructor de muñones con suficiente estructura dentaria, base intermedia y restauración de lesiones cervicales.(Guzmán A 2001).

Los compomeros son ionómeros de vidrio al que se le ha agregado resina con carga, activadas por una vía química, polimetilmetacrilato y BIS-GMA presentando partículas de relleno para reducción del coeficiente de expansión térmica y la misma polimerización, su principal ventaja es que son casi insolubles en agua pero no se adhieren a la estructura dental, estos cementos presentan características físicas, químicas y factores que le dan especial importancia como son la estética, la longevidad de la restauración, costo a largo plazo y la ausencia de efectos tóxicos. (Rosenstiel S 1998).

El Protec Cem, es un ionómero de vidrio híbrido de autopolimerización, presenta propiedades físicas como mínima expansión, alta radiopacidad, facilita el retiro de excesos, presenta una baja solubilidad y libera iones de flúor. Esta indicado para la cementación definitiva de coronas y puentes de metal sobre muñones preparados de manera convencional, también para retenedores intraradiculares.

Para la cementación se debe limpiar el muñón preparado con cepillo y pasta profiláctica, lavar con agua y mantener bien seco con torundas de algodón, el fraguado es en dos minutos y la manera más fácil de retirar excesos es a los cinco minutos después de su colocación en boca. (Bruce J. 1998).

Los cementos de resina han sido estudiados y se conocen reportes de gran retención en los núcleos cementados con resinas adhesivas, tienen alta resistencia compresiva, alta resistencia tensional, alta adhesión micromecánica,

requieren de cementación adhesiva, algunos liberan iones de flúor, manipulación compleja y bastantes costos, un factor importante es la contaminación con eugenol de la dentina ya que la polimerización del cemento puede ser inhibida por compuestos tardíos de este y la principal desventaja es la manipulación debido a la polimerización prematura del material. (Pameijer, CH. 1995).

En algunos cementos de resina el espesor de la película es demasiado grueso y se ha encontrado dificultad para obtener el asentamiento completo del retenedor intrarradicular, también es importante el momento en el cual se elimina el exceso de cemento; este debe retirarse inmediatamente después de asentar el retenedor. (Charles Cox y Bart Van Meerbeek , 1996).

Los cementos de resina de se clasifican en autopolimerización (las mas antiguas y no requieren cementación adhesiva), fotopolimerización (requieren luz blanca para polimerizar, disponible en varios colores, no producen cambio de color a largo plazo y su cementación es adhesiva), polimerización dual (no requieren total penetración de la luz blanca para polimerizar, aunque existen dudas sobre el número de radicales libres sin reaccionar, disponible en colores y su cementación es adhesiva, es ideal para cementación de coronas totalmente cerámicas) y químicamente activos (no necesitan la luz blanca para tener polimerización total, presentan gran adhesión a estructuras metálicas, algunos tienen adhesión química y pueden ser duales, no disponibles en varios colores). (Guzmán A 2000).

El procedimiento para realizar la cementación adhesiva para coronas consiste en la prueba inicial de la adaptación, control inicial de la oclusión, aislamiento absoluto, grabado ácido de la porcelana con HF 9-12% por 3 minutos, inclusión en bicarbonato de Calcio por 30 segundos, desmineralización del esmalte por 15 segundos con ácido Fosfórico al 37 %, lavado y secado por 30 segundos, aplicación del Primer/ adhesivo, aplicación del cemento de resina con el color apropiado, asentamiento de la restauración lentamente, fotopolimerización inicial del cemento por 5 segundos, remoción de excesos marginales con explorador y seda dental, fotopolimerización del cemento por 40 segundos por superficie, pulimento del margen con fresas de diamante, control de la oclusión, brillo del margen con pasta diamantada y piedra pómez. (Guzmán A 2000).

Uno de los cementos de resina es el Rely X tm ARC es un producto para cementación de restauraciones indirectas y retenedores intrarradiculares cuya presentación es pasta – pasta, dentro de sus características esta la polimerización dual, fácil manejo, fácil de cargar y dispensar, fácil de asentar, fácil de limpiar después de la cementación, tiene dos tonos que son el transparente y el universal, presenta altas fuerzas de unión adhesiva, altas propiedades físicas y baja proporción de desgaste. Se utiliza en restauraciones indirectas de porcelana, cerámica, resinas prepolimerizadas, coronas, puentes e incrustaciones (inlay, onlay), restauraciones indirectas en metal y metal porcelana y cementación de retenedores intraradiculares. La manipulación para retenedores intrarradiculares consiste en los siguientes pasos, el primer paso es la desmineralización aplicando

el ácido en esmalte y dentina, se esperan 15 seg, se lava por 10 seg y se seca por 5 seg, retirando los excesos de humedad con una punta de papel, el segundo paso es aplicar el adhesivo en el canal radicular, se fotopolimeriza por 10 seg, se aplica el cemento solamente alrededor del canal radicular usando un léntulo y también se coloca un poco de este en el poste, se posiciona el poste, se remueven los excesos de cemento, se sostiene un momento el poste en su lugar, se fotopolimeriza por 40 seg en dirección oclusal y en este momento el material del núcleo podrá unirse al poste y a la estructura dental.(Revista Espejo Científico 1998).

Los sistemas de resina han reducido la microfiltración en pruebas de laboratorio in vivo e in vitro y los adhesivos de la resina aumentan la resistencia a la fractura. (White Sn 1994).

Un ejemplo De la casa comercial Essential Dental System es el FLEXI-FLOW, cemento de resina reforzado y fluorado que crea una combinación única de fuerza y estética, es el primer y único material para postes comparable en fuerza al esmalte natural, cemento multipropósito de titanio y lantánido de autopolimerización que se prepara y endurece en menos de cinco minutos, presenta una baja viscosidad, es fluido, radiopaco e insoluble, compatible con el Ti-core disponible en color gris y en guía vita A3 natural para restauraciones estéticas. (Catalogo comercial Essential Dental System #701-2000).

El cemento Epoxy/Carbón consiste en una mezcla de resina con refuerzo de Fibra de Carbón, presenta un modulo de elasticidad similar al de la dentina radicular, y un estudio determinó que clínicamente las resinas compuestas reforzadas con fibras largas presentaron mejores propiedades mecánicas y resistieron mejor las fuerzas funcionales perpendiculares al plano oclusal.

(G. Viguie, G.Malquarti,,B. Vincent y D. Borgeois 1994).

1.4.11 Complementadores de Muñones

Son biomateriales utilizados para reemplazar la estructura coronal perdida, sus principales características son la adaptación, fácil manipulación, retención, resistencia, fuerzas tensionales y rigidez; aseguran la longevidad de la restauración definitiva ya que permiten una preparación de la estructura coronal adecuada para recibir una restauración protodóntica. Dentro de estos, los materiales mas utilizados son la amalgama, la resina, y el ionómero de vidrio. (Ernest, A. Journal Prosthetic Dentistry 1997).

La amalgama ha sido reportada como un material de reconstrucción de muñón bueno, ya que conserva la estructura dental y tiene buena resistencia a la fractura, pero presenta desventajas como la corrosión, la baja fuerza tensional y un prolongado tiempo de cristalización. Los dientes mas indicados para realizar la reconstrucción en amalgama son los molares con adecuada estructura dental

coronaria y su uso no es muy común en dientes anteriores.(Marshak, BL. Journal Prosthetic 1992).

Otro material complementador de muñón es el ionómero de vidrio el cual conserva la estructura dental y tiene una buena resistencia a la fractura pero posee una baja fuerza tensional, esta indicado en dientes con poca perdida dental. Presenta fuerzas de compresión altas (90 a 230 Mpa), posee un espesor de película bajo y mantiene la viscosidad constante por un tiempo corto entre sus desventajas están la susceptibilidad al ataque de humedad, solubilidad y entre sus ventajas se encuentra la liberación de flúor a largo plazo y la actividad cariostática. (Ramon I.G y Francis J.R Journal Prosthetic Dent 2000).

Las resinas compuestas son un material para reconstrucción de muñón, aceptable cuando hay un remanente de estructura dental sustancial, posee una buena resistencia compresiva y sus mayores inconvenientes son la microfiltración y el bajo coeficiente de expansión térmica, el uso de estas está indicado en dientes con mínima perdida dental. (Rosentiel F y Land M.F Journal Prosthetic Dent 1998).

En la actualidad se ha implementado el uso de resina debido a las características físicas y químicas que posee y a la presencia de factores como la estética, la longevidad de la restauración y la ausencia de efectos tóxicos, se puede conservar el máximo de estructura dental, se adhiere al esmalte y a la dentina

mediante el grabado con ácido y los adhesivos dentinales, dentro de las desventajas se encuentra su coeficiente de expansión térmica que es 2 o 3 veces superior al de la estructura del diente lo que facilita la aparición de microfiltración y caries recurrente, esto se puede evitar utilizando correctamente los sistemas de adhesión, también puede existir incompatibilidad química entre la resina y el cemento para fijar la restauración definitiva. La mayoría de estas resinas son materiales híbridos de partículas pequeñas, contienen un alto porcentaje de carga inorgánica, colorantes que sirven para distinguirlos de la estructura dentaria y una adecuada viscosidad, dentro de sus propiedades mecánicas esta la resistencia a la compresión, a la tracción, mayor dureza, mayor tenacidad a la fractura, mayor duración y menor resistencia al desgaste abrasivo. La polimerización de las resinas puede ser por autopolimerización, fotopolimerización y polimerización dual. (Nayyar y Colaboradores, 1991).

De la casa comercial Essencial Dental System se encuentra el cemento TI-CORE, cemento reforzado y fluorado, utilizado para postes de titanio y lantánido reforzado, no se fractura durante su preparación, presenta un desprendimiento constante de flúor, es radiopaco e inyectable con jeringa, disponible en color gris y en guía vita A3 para todas las necesidades de restauración. (Catalogo casa comercial Essencial dental System 1999).

De la casa comercial Densply Maillefer, se encuentra el sistema FuoroCore, que combina una resina fluorada de alto relleno con dos componentes, base y

catalizador, la polimerización es dúal: por fotopolimerización y autopolimerización, libera flúor, es el componente indicado para la reconstrucción de muñones, trae un agente de unión que mejora sustancialmente la adhesión a la dentina y reducirá la microfiltración, este material utiliza una nueva resina uretana biocompatible, viene en dos tonos, color diente y azul; permite una diferenciación clara entre el material para muñones y la estructura dental, es el único sistema de reconstructor de muñones basado en composite, que libera flúor en un periodo de tiempo mas largo que los ionómeros de vidrio y ofrece la tecnología de la resina, es fácil de usar, esta basado en la resina UDMA, la unión a la resina se realiza con PrimerBond, se puede dispensar con jeringa, presenta beneficios como su gran biocompatibilidad, contracción mínima, baja absorción de agua, radiopaca, permite un corte suave con fresa de diamante. (FluoroCore Technique Guide, Octubre de 1992).

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 GENERALES

Describir el estado del arte en la rehabilitación endoprostodóntica

1.5.2 ESPECIFICOS

- Comparar las ventajas y desventajas de las técnicas para la elaboración de retenedores intrarradiculares.
- Establecer los criterios diagnósticos para lograr un tratamiento exitoso.
- Diferenciar las técnicas utilizadas para la elaboración de retenedores intrarradiculares colados convencionalmente.
- Identificar los diferentes metales y aleaciones utilizadas en el proceso de colado
- Recolectar información sobre los nuevos sistemas de postes prefabricados disponibles actualmente en el mercado.
- Conocer los materiales utilizados como complementadores de muñones.
- Determinar las necesidades futuras en lo relacionado con los materiales de cementación evitando las posibles complicaciones que se presentan en la actualidad.

2. METODO

2.1 TIPO DE ESTUDIO

Revisión bibliográfica

2.2 OBJETO DE ESTUDIO

Núcleos colados y núcleos prefabricados.

2.3 VARIABLES

- Ventajas y desventajas de las técnicas para la elaboración de retenedores intrarradiculares
- Tipos de criterios diagnósticos
- Técnicas utilizadas para la elaboración de retenedores intrarradiculares.
- Tipos de metal y aleaciones utilizadas en el proceso de colado
- Sistemas de postes prefabricados.
- Tipos de materiales utilizados como complementadores de muñón.
- Tipos de materiales de cementación.

3. RESULTADOS

3.1. VENTAJAS Y DESVENTAJAS PARA LA ELABORACIÓN DE RETENEDORES INTRARRADICULARES

Collard Ew. En 1972 afirmó que la función más importante de los postes es la de proteger la estructura dental remanente de las fuerzas funcionales y parafuncionales. En este mismo año Capputo AA. enunció que los postes pasivos son menos retentivos y causan menos tensión en la cementación, ya que presentan una tensión uniforme como consecuencia de la adhesión producida por la adhesión del cemento entre el poste y la pared del canal. Posteriormente Barry Lee M. en 1984 determinó que el diseño del poste mejora la cementación, ya que está provisto de un canal de escape que facilita el flujo de excesos del cemento y reduce la presión hidrostática.

En este mismo año Sorensen consideró que el mayor fracaso se presenta cuando los postes y núcleos pierden su retención, cuando se presenta fractura radicular y en el peor de los casos cuando se realiza la exodoncia del diente. En 1986 Coony JP afirmó que el tallado final del núcleo puede producir un efecto de cuña, En 1988 Marshak BL. Concluyó que el núcleo cementado no refuerza la raíz del

diente sino que aumenta la retención para recibir una estructura protésica, en 1995 Torbjorner A. enunció que los núcleos colados requieren mayor tiempo de trabajo y son más costosos.

En 1998 Zaikind N. estableció que el color gris de las aleaciones metálicas afectaba considerablemente la translucidez de coronas completamente cerámicas y según Morgano S. en 1999 la utilización de aleaciones de plata-paladio similares a las de oro ofrecen una alternativa económica y satisfactoria para la elaboración de núcleos colados convencionalmente, que la principal desventaja de las aleaciones de metal base es su dureza y que los postes prefabricados activos son más retentivos.

3.2 CRITERIOS DIAGNÓSTICOS

En 1977 Nicolls JL. Y Trabert Kc enunciaron que se debe preservar la estructura dentaria para dar una mayor retención, en este mismo año Stern N. recomendó que la longitud óptima de desobturación corresponde a los 2/3 de la longitud total de la raíz, y de acuerdo con esta recomendación Caputto AA. determinó que se deben dejar como mínimo 4 mm de gutapercha apical. Mas adelante en 1982 Mattison G. estableció que la preparación del canal que va a recibir el núcleo debe ser mínima. En 1983 Ruemping DR. Comparó el sistema Para-Post con los núcleos tradicionales, demostrando que el primero presenta menos fractura de la raíz que el segundo. Poco después en 1984 Halle E. realizó un

estudio en el que concluyo que lo ideal es dejar 1.75 mm de estructura dentaría remanente. En 1987 Lempoel reporto que del 5 al 25 % de los dientes rehabilitados con coronas o algún tipo de prótesis son dientes no vitales. En 1989 Assit D. y Millot P. en 1992 comprobaron que en la practica clínica no existe una diferencia significativa entre los núcleos cónicos y cilíndricos. y en 1995 Tobrjoner A. Analizo que las preparaciones cilíndricas requeridas para fijar los núcleos prefabricados no correspondían a la forma de la raíz creando un alto riesgo de fractura, además que los núcleos delgados pueden actuar como una cuña y fracturar la raíz durante la función.

3.3 TÉCNICAS UTILIZADAS PARA LA ELABORACIÓN DE RETENEDORES INTRARRADICULARES

Lempoel en 1980 comprobó que los postes y núcleos metálicos eran la opción más utilizada para la rehabilitación de dientes tratados endodónticamente, posteriormente en 1984 Conny JP. afirmo que el núcleo convencional tiene una forma que se ajusta al canal de la raíz, y que existen núcleos prefabricados de varios diseños que utilizan materiales de reconstrucción de muñón como amalgamas, resinas compuestas o ionómero de vidrio, mas adelante en 1992 Kouarik B. determino que los postes prefabricados y los núcleos de amalgama poseen mas rigidez que los otros núcleos y que los núcleos de ionómero de vidrio reforzados no tienen la suficiente resistencia para soportar las fuerzas oclusales y por esta razón presentaron más estadística de falla y en 1998 Maya Z. especifico

que la utilización del sistema Para-Post esta indicados en dientes que tengan suficiente estructura dentaria, por lo menos que corresponda a la mitad de la altura de la corona futura.

3.4 TIPOS DE METALES Y ALEACIONES UTILIZADAS PARA EL PROCESO DE COLADO

Morgano S. en 1999 postulo que los núcleos eran tradicionalmente fundidos en aleaciones de oro, pero posteriormente se desarrollaron aleaciones alternativas como la de plata paladio la cual se utiliza en la actualidad.

En la guía de aplicación de biomateriales dentales de Guzmán A del año 2000 se afirmo que la aleación de Oro-Plata -Paladio, es una aleación de color amarillo, dúctil e ideal para coronas individuales y prótesis parcial fija de tramo corto, mientras que la de Oro- Paladio es una aleación de alta nobleza y resistencia a la corrosión y es empleada para prostodóncia fija de tramo largo.

3.5 SISTEMAS DE POSTES PREFABRICADOS

En 1978 Standlee JP. sugirió que el sistema Para-Post ofrece una buena retención y Caputto AA. en el mismo año determino que los diseños universales de los postes son pasivos en los casos en que estos no hacen contacto con la pared del canal o activos cuando están sujetos mecánicamente a la pared del

canal. Más adelante en 1980 Hormati AA, concluyo que las restauraciones totalmente cerámicas ofrecen una solución estética para situaciones clínicas específicas, ya que al utilizar núcleos cerámicos la translucidez de las coronas se mantiene. Posteriormente en 1981 Shillingburg H. postuló que la existencia de literatura relacionada con el tratamiento de dientes restaurados endodónticamente estaba bastante documentada.

En 1984 Allan S. realizó un análisis de los diferentes sistemas prefabricados y determino que los postes pasivos cónicos reducen la tensión y distribuyen las fuerzas irregularmente, los postes pasivos paralelos tienen mayor retención, y las fuerzas tensionales son mas uniformes, que los postes activos cónicos concentran su tensión en la porción coronal del conducto y poseen una gran tensión superficial en comparación con los postes paralelos activos ya que estos distribuyen las tensiones a través de la longitud del conducto. Además el sistema Flexi Post que consta de un poste paralelo activo presenta una máxima penetración de la rosca en la dentina.

Meyenberg KH. en 1995 afirmo que los postes de circonio pueden proporcionar una base estética para una corona totalmente cerámica y debe cementarse con un material compatible con el material que este elaborado, logrando mantener la translucidez de la corona y que estos son considerados los postes mas estéticos y funcionales.

3.6 TIPOS DE MATERIALES UTILIZADOS COMO COMPLEMENTADORES DE MUÑÓN

Jacobsen N. en 1977 enunció que la resina compuesta de polímero reforzado ha mejorado las propiedades físicas y expandido sus aplicaciones. En 1986 Muller HJ, Smith Dc, y Chabeneau G. determinaron que el cemento de ionómero de vidrio tiene un PH bajo y una menor microfiltración y Mazynski BL. en 1988 postulo que estos cementos liberan flúor.

Poco después en 1991 Mask LK. concluyó que las resinas no adhesivas incrementaron la microfiltración en comparación con los cementos tradicionales.

Mukay M. en 1993 afirmó que la resina modificada aumenta la asimilación de fluoruro de dentina subyacente y Ten Cate J. concluyó que estos materiales remineralizan las lesiones de caries. Mclean JW. en este mismo año y Mentink GA. comprobaron que la aplicación de resinas compuestas en combinación con los diferentes sistemas de postes prefabricados fueron utilizadas como una alternativa para el tratamiento de dientes destruidos coronalmente En 1994 promulgó que los restauradores nuevos incluyen el ionómero de vidrio de resina modificada y resinas adhesivas. Craig RG. En 1997 afirmó que una de las propiedades del ionomero de vidrio es la biocompatibilidad y tiene poca interacción con los fluidos orales.

3.7 TIPOS DE MATERIALES DE CEMENTACIÓN

Smith DC. en 1968 afirmó que los cementos de policarboxilato son hidrofílicos, y que tienen baja compresión y en 1983 concluyó que el fosfato de zinc tiene una buena compresión y fuerzas tensoras adecuadas, más adelante en 1996 Anusavice KJ. determinó que el fosfato de zinc es resistente en la deformación elástica a las fuerzas masticatorias y que tiene un espesor de película adecuado. White SN en 1992 Estudio los cementos a base de resina modificada y sus resultados fueron la presencia de resistencia a la microfiltración marginal, que logra una adherencia a la dentina por medio de la grabación a los túbulos dentinales a través de un acondicionador que elimine la capa híbrida.

Williams S. en 1983 afirmó que la cementación de postes endodónticos con cementos resinosos, luego de la remoción de la capa manchada puede ser uno de los sistemas de postes más retentivos, posteriormente Goldman M en 1984 determinó que es posible una mejor cementación mediante la remoción de la capa manchada dentro del canal preparado para permitir el acceso del material a los tubulos dentinales, Anusavice KJ en 1986 postulo que los cementos de resina son insolubles en cavidad oral. en 1994 Manguarti B. Estableció que las resinas compuestas reforzadas con fibras largas, presentan mejores propiedades mecánicas y resisten mejor las fuerzas funcionales perpendiculares al plano oclusal. Díaz A. En 1999 declaro que los cementos de resina son útiles cuando a la preparación le falta retención y resistencia.

En 1980 Hornsby PR. analizo que el ionómero de vidrio es susceptible a la solubilidad y a la deshidratación. Más adelante en 1988 Mc Lean JW. Agregó que el ionómero de vidrio posee un espesor de película bajo y mantiene la viscosidad constante y Craig RG. en 1997 comprobó que este cemento tiene una fuerza de compresión alta.

4. CONCLUSIONES

- En la actualidad se cuenta con un gran número de ayudas diagnósticas que determina el estado del diente a rehabilitar y de esta manera se establece el pronóstico y la longevidad de la restauración definitiva.
- Es de vital importancia tener en cuenta la anatomía interna del conducto, la longitud de este, la posición y el tipo de preparación que debe realizarse para recibir el retenedor intrarradicular, ya que se pueden presentar perforaciones y en el peor de los casos realizar la exodoncia del diente a rehabilitar.
- La Técnica directa para la elaboración del retenedor intrarradicular colado, es más compleja y ha sido la más utilizada por décadas pero su principal desventaja es que requiere de mayor tiempo que la realizada con los sistemas de postes prefabricados que existen actualmente.
- Las técnicas indirectas requieren de mayor tiempo para la obtención del retenedor intrarradicular y están indicadas cuando se van a rehabilitar varios dientes.

- Los sistemas prefabricados brindan un sin número de posibilidades a la hora de escoger el plan de tratamiento ideal, el cual es específico para cada paciente.

5. RECOMENDACIONES

- Se recomienda a la parte Directiva de Pre-Clínica y Clínica del Colegio Universitario Colombiano un espacio destinado a la enseñanza de la utilización de los nuevos sistemas prefabricados, principalmente en el área de la endodoncia y prostodóncia.

BIBLIOGRAFIA

A . H. Hatzikyriakos, G L. Reisis, A 3-year postoperative clinical evaluation of post and cores beneath existing crowns. J Prosthetic Dent 1992; 57:454-8.

Ana M Diaz- Arnold, Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthetic Dent 1999; 81:135-41.

Anderson, George Interamericana. 1996

Annika Torbjorner, Survival rate and failure characteristics for two post designs. J Prosthetic Dentistry 1995; 78(5): 439-44.

Anthony H.L Tjan, Dr dent, Seating and retention of complete crows with a new adhesive resin cement. J Prosthet Dent 1992;67:478-84.

Arturo Martinez-Insua, Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. J Prosthet Dent 1998; 80:527-32.

Barry Lee Musikant, A new prefabricated post and core system. J Prosthetic Dentistry 1984;52(5):631-4.

Bilurbina, Arter Luis, Materiales no metales. Panamericana. 1996

Boletín científico Sociedad colombiana de operatoria dental y biomateriales, Vol. 8 #2 Marzo- Julio 2000.

Brett I Cohen, Mark K Pagnillo, Retention of a core material supported by three post head desings. J Prosthet Dent 2000; 83: 624-8.

Burton Langer, Stephen D Stein, An Evaluation of Root Resections A Ten-Year Study. J Periodontol 1981; 12: 719-22.

Catálogo casa comercial Coltene Whaledent

Catálogo casa comercial Dentsplay Maillefer

Catálogo casa comercial Essential Dental System

Catálogo Filping Filpos Ltd

Claus-Peter Ernst, Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement. J Prosthet Dent 1998; 79: 472-6.

Cochran, Michael, Biomateriales odontológicos. Monsson. 1985

Daniel B. Mendoza, Stepan Eakle, Root reinforcement with a resin-bonded prefabricated post. J Prosthet Dent 1997; 78:10-5.

David Assif, Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. J Prosthet Dent 1993;69:36-40.
Fluorcore Technique Guide Oct 1992.

G Viguie, G Malquarti B Vincent, Epoxy/Carbon composite resins in dentistry: Mechanical properties related to fiber reinforcements. J Prosthetic Dentistry 1994; 72(3):245-49.

Gerard J Chiche, Laminated single impression technique for cast posts and cores. J Prosthet Dentistry 1985;53 (3):325-9.

Graig, Robert G, Materiales dentales. Mosby/Doyma Libros S.A. 1986

Gúzman A, Guía de aplicación técnica de los biomateriales dentales. 2000.

Gúzman, Henry, Materiales odontológicos y clínicos. Interamericana. 1996

Henry L. Donald, Billie Gail Jeansonne, Influence of dentinal adhesives and prefabricated post on fracture resistance of silver amalgam cores. J Prosthet Dent 1997; 77: 17-22.

John P. Standle, Endodontic dowel retention with resinous cements. J Prosthetic Dentistry 1992; 68:913-7.

K. W. Hemmings, Resistance to torsional forces of various post and core designs. J Prosthetic Dent 1991;66:325-9.

Kovarik, Breeding and Caughman, Fatigue life of core materials, J Prosthetic Dentistry 1992;68(4):584-91.

Margareta Fredriksson, Johnny Assttbackk, A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber reinforced epoxy resin post. J Prosthet Dent 1998; 80:151-7.

Martínez, Erik, Procedimientos clínicos y de laboratorio. Monserrate. 1984

Maya Zalkind, Nira Hochman, Esthetic considerations in restoring endodontically Treated teeth with post and cores. J Prosthet Dent 1998; 79: 702-5.

Musa A, Pearson GJ, Gelbier M. In vitro investigation of fluoride ion release from four resin — modified glass polyalkenoate cement. _Biomaterials, 1996.

N. H. J. Creugers, An analysis of durability data on post and core restorations. J Dent 1993; 21:281-84.

N. Hochman, New All- Ceramic indirect post- and- core system. J Prosthetic Dent 1999;81: 625-9.

Norma Colombiana Icontec 1664

O'Brien, J William, Power Hahn Materiales dentales, Interamericana S.A. 1985
Patrick M. Lloyd, Joyce F Palik, The philosophies of dowel diameter preparation: A literature review. J Prosthet Dent 1993; 69: 32-6.

Peter Yaman and Thorsteinn S. Thorsteinsson. Effect of core materials on stress distribution of posts. J Prosthet Dent 1992; 68: 416-20

Peyron, Floyd Avery, Materiales dentales. Mosson. 1985

Ramon I Galvan, In vitro comparison of fluoride release of six direct core materials. J Prosthet Dent 2000; 83:629-33.

Raphael Pilo, Aviad Tamse, Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with Gates Glidden and ParaPost drills. J Prosthetic Dent 2000; 83: 617-23.

Reyselek, Mouth, Materiales dentales. Manual Moderno. 1985

Steven M. Morgano, Foundation restorations in fixed prosthodontics: Current knowledge and future needs. J Prosthetic Dentistry 1999;82:643-57.

Stephen F Rosentiel, Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthetic Dent 1998; 80:280-301.

Wilson H.J Prosser, D.M.Powis, Mechanism of Adhesion of Polyelectrolyte Cements to Hydroxyapatite. J Dent Res 62 (5):590-592, May 1983

ANEXO 1
MATRIZ BIBLIOGRAFICA

| AUTORES | Ventajas y desventajas para la elaboración de retenedores | Criterios diagnósticos | Técnicas utilizadas para la elaboración de retenedores intrarradiculares | Tipos de metales y aleaciones utilizadas en el proceso de colado | Sistemas de postes prefabricados | Tipos de materiales utilizados como complementador de muñón | Tipos de materiales de cementación |
|-------------------|---|------------------------|--|--|----------------------------------|---|------------------------------------|
| Allan S. 1984 | | | | | X | | |
| Anusavice Kj 1996 | | | | | | | X |
| Assit O. 1992 | X | | | | | | |
| Bary Lee M. 1984 | X | | | | | | |
| Caputo AA 1972 | X | | | | | | |
| Chabeneao G. 1986 | | | | | | X | |
| Collard Ew. 1972 | X | | | | | | |
| Coony S.P. 1986 | X | | X | | | | |
| Craig Rg. 1997 | | | | | | X | X |
| Díaz A. 1999 | | | | | | | X |
| Golman M. 1984 | | | | | | | X |
| Guzmán 2000 A. | | | X | | | | |
| Halle E. 1989 | | X | | | | | |
| Hormati A.A. 1980 | | | | | X | | |
| Hornsby P.R. 1980 | | | | | | | X |
| Jacobsen N. 1977 | | | | | | X | |
| Kovarik B. 1992 | | | X | | | | |
| Lempoel 1987 | | X | X | | | | |
| Manguarti B. 1999 | | | | | | | X |
| Marshak B.G. 1988 | X | | | | | | |
| Mask C.K. 1991 | | | | | | X | |
| Mattison G. 1982 | | X | | | | | |

| AUTORES | Ventajas y desventajas para la elaboración de retenedores | Criterios diagnósticos | Técnicas utilizadas para la elaboración de retenedores intrarradiculares | Tipos de metales y aleaciones utilizadas en el proceso de colado | Sistemas de postes prefabricados | Tipos de materiales utilizados como complementador de muñón | Tipos de materiales de cementación |
|----------------------|---|------------------------|--|--|----------------------------------|---|------------------------------------|
| Maya Z. 1998 | | | X | | | | |
| Mazyński BL. 1988 | | | | | | X | |
| McLean JW. 1993 | | | | | | X | X |
| Mentink GA. 1994 | | | | | | X | |
| Meyenberg KH. 1995 | | | | | X | | |
| Millot P. 1992 | | X | | | | | |
| Morgano S. 1999 | X | | | X | | | |
| Muller HJ. 1995 | | | | | | X | |
| Mukay M. 1993 | | | | | | X | |
| Nicolls JL. 1977 | | X | | | | | |
| Ruemping DR. 1983 | | X | | | | | |
| Shillinburg HT. 1982 | | | | | X | | |
| Smith DC. 1986 | | | | | | X | X |
| Sorensen 1984 | X | | | | | | |
| Standlee SP. 1978 | | | | | X | | |
| Stern N. 1977 | | X | | | | | |
| Ten Cate J. 1993 | | | | | | X | |
| Torbjörner A. 1995 | X | X | | | | | |
| Trabert KC 1977 | | X | | | | | |
| White SN 1992 | | | | | | | X |
| Williams S. 1983 | | | | | | | X |
| Zaikind N. 1988 | X | | | | | | |