



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**COMPARACIÓN ENTRE POSTES DE
COMPOSITE REFORZADOS Y POSTES
VACIADOS METALICOS**

T E S I S A
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
ALEJANDRO ROMERO SERRANO

DIRECTOR: C.D. ALFREDO TOLSA GÓMEZ TAGLE

ASESOR: C.D. DANIEL ISAAC NAVA FLORES

MÉXICO, D.F.

MAYO 2004

Vo.Bo.



Universidad Nacional
Autónoma de México



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.

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

Gracias a Dios por haberme dado fortaleza y no haberme abandonado nunca en el camino.

Gracias a mi madre y a mis abuelos Esperanza y Vicente que me apoyaron en la carrera con todo su esfuerzo y así lograr hacer de mí un Cirujano Dentista.

Gracias a mi hermana por estar siempre conmigo.

Gracias a mi novia por haberme apoyado .

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a digitalizar en formato electrónico e imprimir el contenido de este libro en formato electrónico.

NOMBRE: Alejandra Ramiro
Saxono

FECHA: 12-04-21

FIRMA: 

Índice.

	Pág.
Introducción.....	7
Antecedentes.....	8
Capítulo I.	
Biomecánica de los dientes tratados endodónticamente	
Factores estructurales.....	14
Factores histoquímicos.....	15
Sensibilidad deprimida.....	15
Secuelas.....	15
Factores que contribuyen a la resistencia de la fractura del órgano dentario.....	16
Capítulo II.	
Generalidades de los sistemas de reconstrucción.	
Postes de composite reforzados con fibra de vidrio y de carbón.....	18

Postes vaciados metálicos.....	19
--------------------------------	----

Capitulo III.

Composición y características.

Postes de composite reforzados con fibras de vidrio.....	21
--	----

Postes de composite reforzados con fibras de carbón.....	22
--	----

Postes vaciados metálicos.....	24
--------------------------------	----

Capitulo IV.

Filosofías para la preparación del conducto.

Conservacionistas.....	29
------------------------	----

Proporcionistas.....	30
----------------------	----

Preservacionistas.....	30
------------------------	----

Capítulo V.

Técnicas de obtención de los patrones para los postes vaciados metálicos.

Tallado del remanente coronario.....	31
Preparación del conducto.....	31
Confección del muñón artificial con poste.....	35
Técnica directa para dientes unirradiculares.....	36
Técnica directa en dientes multirradiculares.....	37
Técnica indirecta.....	37
Técnica indirecta (variante).....	38
Precauciones durante la desobturación.....	40

Capitulo VI.

Cementación y colocación.

Ionómero de vidrio.....	44
Policarboxilatos.....	46
Fosfato de cinc.....	47

Cemento de resinas compuestas.....	47
Postes vaciados metálicos.....	48
Postes de composite reforzados con fibras de vidrio y de carbón.....	48
Conclusiones.....	52
Fuentes de información.....	54

Introducción.

El avance tecnológico tiene una incidencia directa en la ciencia médica, de la cuál la odontología es parte. Los adelantos en materiales dentales e investigación, mejoran las técnicas aplicables a todas las áreas clínicas, lo que se refleja en tratamientos más adecuados para nuestros pacientes. Por otra parte, los medios de información masiva permiten tener a los pacientes un mayor acercamiento a los procedimientos clínicos dentales, de modo que se encuentran mejor informados y la exigencia por tratamientos conservadores y estéticos va en aumento. En cuanto a la rehabilitación, cada vez nos encontramos con un mayor número de órganos dentarios tratados endodónticamente que requieren ser reconstruidos para funcionar nuevamente, por lo que el siguiente paso, correspondería a un buen diagnóstico para restaurarlo y que en suma requiere la selección de los materiales apropiados; ésta preocupación por parte de los clínicos no es nueva, ya que hace muchos siglos, se aceptó e inició la práctica de la reconstrucción y la búsqueda de un material ideal, no ha terminado. Este trabajo de investigación tiene como objetivo revisar en la bibliografía los reportes de comportamiento y características físicas de los postes de composite reforzados con fibras de vidrio ó carbón y los postes vaciados metálicos.

Antecedentes.

Los postes intrarradiculares se han utilizado por más de 250 años,¹ ya que hay reportes del período Tokugawa (1650) de dientes de madera con espiga de madera de una sola unidad que se insertaba dentro de un conducto dental(Fig. 1).²

En 1728, Pierre Fauchard estudió el uso de pernos metálicos atornillados en la raíz o raíces de los dientes para retener las prótesis, llamados tennons (Fig. 2).

En 1740, Claude Mouton publicó el uso de una corona de oro con un poste de oro que se introducía en el conducto radicular en su libro *Essay d' odontotechnie*.²

En 1747, Pierre Fauchard introdujo un adhesivo que se ablandaba al calor llamado mastic, este se colocaba a los postes de oro y plata. En el siguiente siglo se usaron dientes de hipopótamo y morsa para la reconstrucción del órgano dentario.

En 1839, se generó una controversia sobre cuál era el mejor material para retener una corona dentro de un conducto, lo que llevó a la introducción de postes intrarradiculares de madera de naranjo (pivote) y de nogal americano,³ si bien éstos eran más retentivos, ya que la madera al estar en contacto con la humedad se expande, también permitían la salida de "humores mórbidos", que resultaban de la supuración continua del conducto. Pero debido al poco conocimiento de lo que se define como endo-perio, la mayoría de los tratamientos fracasaba, en especial los postes de madera que al humedecerse terminaban degradándose irremediablemente.¹

En 1869, G. V. Black (Fig.3) Realizó una corona en porcelana unida a un tornillo, ésta se colocaba en un conducto sellado con oro cohesivo.

En 1871, Harris describe en su libro "Principios y prácticas de la dentistería", la preparación de un conducto para la colocación de una corona. Él recomienda la remoción total de la corona anatómica con un fórceps y la extirpación del nervio con un rápido giro y posteriormente la introducción de un poste de plata en el conducto, el cuál servirá para la retención de la corona, recomendaba que el diámetro del poste no debiera exceder la dieciseisava parte de una pulgada.³

En 1880, A. Richmond crea la "Corona Richmond" influenciada por el prototipo de Black.

Después de varias décadas éstas últimas fueron sustituidas por poste-núcleo colado, como una entidad aparte de la corona, lo que permitía una adaptación marginal superior y no limitaba el trayecto de inserción de la corona y se podía sólo retirar la corona sin el poste intrarradicular.

Estudios en 1977, de Kantor y Pines, descubrieron que los dientes tratados endodóticamente sin pernos, eran dos veces más resistentes a la fractura comparados con aquellos dientes restaurados con pernos intraconducto⁴ y que éstos provocaban fracturas en áreas difíciles de reparar.

En 1979, Guzy y Nichols y Plasmans realizaron un estudio en 59 dientes, para determinar la carga que se necesitaba para fracturar

al órgano dentario con o sin poste intrarradicular y no encontraron diferencia alguna.

1984, Sorensen J. y Martinoff, refieren que un perno dentro de la estructura radicular debilita al órgano dentario, ya que para su colocación se requiere la remoción adicional de dentina.⁴

1986, Plasmans P. Vesserin, L. Vrijhoef, no encuentran diferencias significativas con respecto a la resistencia a la fractura en un estudio realizado en molares inferiores.

En 1990, Dure da a conocer las características de la espiga ideal, ésta debe presentar:

- Forma similar al volumen dentario perdido.
- Propiedades mecánicas similares a la de la dentina.
- Exigir un mínimo desgaste de la estructura dental.
- Ser resistente para soportar el impacto de la masticación.
- Tener módulos de elasticidad similares a la estructura dental.⁴

De tal forma que fué necesario desarrollar postes que tuvieran éstas características lo que concluye en la confección de postes no metálicos.

En 1995, Lars Ake Linde, demostraron que el uso de composite con un poste intrarradicular como muñón, en una pieza tratada endodónticamente, rodeado por una corona de oro, tiene la misma función y resistencia que un muñón de oro convencional.

1995, Hornbrook y Hastings publicaron un artículo describiendo la fabricación de un poste endodóntico usando una fibra de Ribbond,

fibra de polietileno, cementada al conducto con una resina de doble curado.⁵

En 1996, DG. Purton y J. A. Payne, demostraron en un estudio que los postes intrarradiculares de fibra de carbono, presentan mayor rigidez que los de acero inoxidable, por su estructura ansiotrópica. Lo cuál permitía una preparación más conservadora del espacio para el poste.

1998, inicialmente Targis/Vectris, Sculpture Fiberkor y BelleGlas fueron los primeros sistemas de resinas reforzadas que pudieron ser utilizados en el laboratorio y en la práctica odontológica. Éstos sistemas fueron originalmente diseñados para la construcción de prótesis parcial fija para molares y restauraciones indirectas.

El primer caso de fabricación de muñones individuales basándose en fibra de vidrio constituye la adaptación del sistema Targis/Vectris reportado por Nathan Blitz en 1998.⁵



Fig.1 Dientes de madera con espiga de madera de una sola unidad.

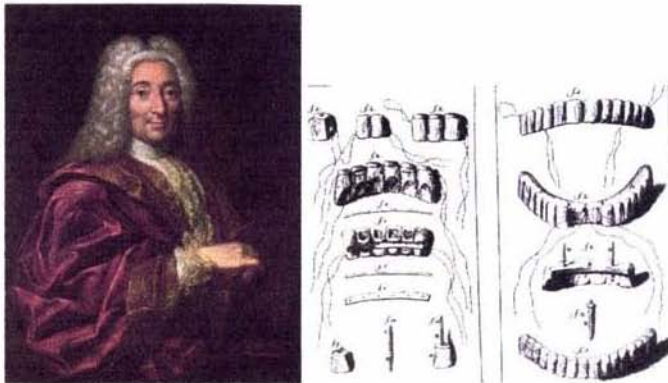


Fig. 2 Pierre Fauchard (derecha) y pernos metálicos atornillados en la raíz o raíces (izquierda).

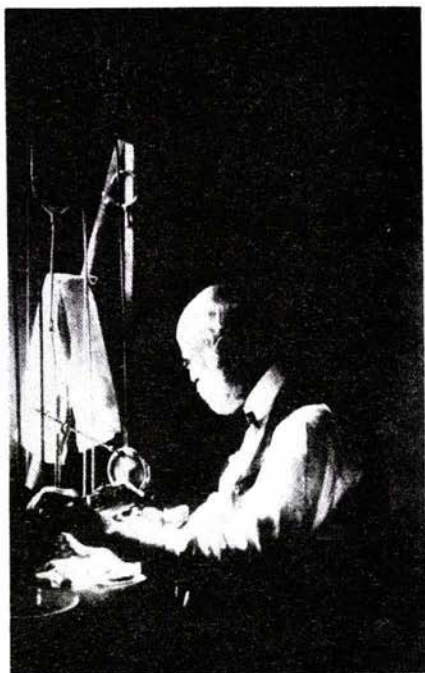


Fig. 3 G. V. Black.

Capítulo I.

Biomecánica de los dientes tratados endodónticamente.

Factores estructurales

Los dientes son una estructura hueca laminada y pretensada; laminada porque las cargas fluyen por todos los lados de igual forma sin necesidad de nervios concentradores y pretensada porque luego de deformarse vuelve a su forma original sin vencerse con una capacidad de deformación tridimensional frente a las cargas masticatorias acortándose en sentidos ocluso-apical y abombándose en sentido mesio-distal,⁵ las cúspides se separan para luego recuperarse elásticamente y volver a su posición original.

La mayor parte de la composición de la dentina es inorgánica, con un 18% de orgánica dentro del cuál el 90% es colágeno, que le proporciona las cualidades de resistencia. Cualquier preparación realizada en los dientes destruye este estado laminado, liberando así las tensiones y por lo tanto una mayor separación de las cúspides provocando una deflexión.

Al realizar una endodoncia el objetivo final de ésta es propiciar las condiciones para la reparación de los tejidos apico-periapicales⁵ y a consecuencia habrá una relación directa entre la estructura dental removida y la deformación durante la función, por lo que se concentrarán las tensiones y disminuirá la resistencia.⁵

Factores histoquímicos.

Metabolismo. Un diente no vital conserva un porcentaje muy pequeño de procesos metabólicos localizados en la porción radicular, orientados por el ligamento periodontal y hueso.

Pérdida de la humedad. En 1972, Belfer y colaboradores demostraron en un estudio secuencial que el diente tratado endodónticamente, posee un porcentaje menor de agua (9%) que el vital, por lo que no es gran cantidad la que se pierde.

Cambios dentinarios. Se pierde flexibilidad por esclerosis de los túbulos dentinarios por envejecimiento.⁵

Sensibilidad deprimida.

Durante la masticación los dientes y tejidos periodontales son sometidos a cargas de variada magnitud, las cuales son monitorizadas por los mecanorreceptores que en forma refleja modulan y controlan la actividad muscular, lo que establece un mecanismo de protección.

Los dientes con tratamiento de conductos, poseen un umbral del dolor más alto que los dientes vitales, por lo que se provoca una distorsión en su mecanismo propioceptor que lo deja en inferioridad de condiciones frente a las cargas derivadas de función y parafunción.⁵

Secuelas.

Esto se refiere a las microfracturas como consecuencia de procedimientos endodónticos y restaurativos inadecuados, las

cuáles podrían determinar el inicio de corrosión de metales no nobles.⁵

Se debe conocer que el tiempo de reparación en un diente con tratamiento de necropulpectomía, varía desde los 6 meses hasta varios años. En este periodo se produce la sustitución de tejido inflamatorio crónico de la lesión, por tejido fibroso, y la de éste, por los tejidos duros que reparan la pérdida ósea y radicular, también habrá nuevas inserciones del ligamento periodontal en el cemento neoformado, en las lesiones óseas se formará hueso primario (siendo éste menos calcificado), en un periodo de 3 a 6 meses y por último aparecerá el hueso secundario en un periodo de hasta 5 años.⁶

Factores que contribuyen en la resistencia a la fractura del órgano dentario.

- a) Clasificación del órgano dentario (incisivos contra molares).
- b) Grado de descalcificación.
- c) Distancia entre la unión cemento esmalte y el lugar donde se aplica la fuerza.
- d) Dirección de la fuerza.
- e) Altura del muñón artificial.
- f) Efecto de férula provocado por la corona.⁷

También debemos de mencionar los efectos de la irrigación durante la preparación del conducto, ya que estudios han demostrado que la irrigación ya sea con hipoclorito o EDTA disminuyen la dureza de la dentina de la raíz siendo más perjudicial la irrigación con EDTA.⁸ Por último estudios realizados

demuestran que el éxito del tratamiento de conductos depende de los microorganismos causales de la lesión periapical⁹ y de la posible entrada de bacterias al conducto después del tratamiento de endodoncia, no por la técnica de obturación que se emplee, sino del sellado tanto apical como coronal,¹⁰ estudios demuestran que la técnica Thermafil y Quick-Fill presentan el mejor sellado apical.¹¹

Por último es importante recordar que el módulo de elasticidad de la dentina es de 290N.¹²

Capítulo II.

Generalidades de los sistemas de reconstrucción.

Las funciones de un poste son: dispersar las fuerzas oclusales a través de la raíz y contribuir a la retención de la prótesis,¹³ Por lo que debemos de entender que un poste no va a proporcionar mayor resistencia a la fractura.¹⁴

Postes de composite reforzados con fibras de vidrio y de carbón.

Forma. Pueden ser cónicos o cilíndricos, los cilíndricos distribuyen mejor las fuerzas oclusales a lo largo del canal radicular y generan menos stress. Los postes cilíndricos generan mayor stress en el ápice del canal, resisten mejor las fuerzas ténsiles y torsionales, los cónicos generan stress en el hombro de la preparación¹² y muestran una gran concentración de stress provocando un efecto de cuña⁷.

Configuración de superficie. Éstos pueden ser rugosos o lisos y contener retenciones.

Longitud. Los postes de fibra tienen en general una longitud de 12mm.⁷

Diámetro. Sus diámetros son desde 1.8mm. hasta 1.00mm. en los de fibras de vidrio siendo de 1 hasta 2mm. en los de fibras de carbón.

Postes vaciados metálicos.

Longitud. Debemos de entender que el poste entre más largo, es más retentivo y distribuirá mejor las fuerzas ejercidas a la estructura remanente, por lo que el poste debe de ser tan largo como sea posible dejando como mínimo 4mm. de gutapercha, para mantener un adecuado sellado apical, varios factores han sido recomendados por dentistas como:

- a) El poste debe igualar incisivo-cervical u oclusivo-cervical las dimensiones de la corona.
- b) El poste debe ser más largo que la corona.
- c) El poste debe ser 1 1/3 más largo que la corona.
- d) El poste debe ser la mitad, dos tercios o cuatro quintos de la longitud de la raíz.
- e) El poste debe de localizarse entre la cresta ósea y el ápice de la raíz.
- f) Debe de ser tan largo como sea sin crear disturbios en el sellado apical.

Learly et al recomiendan que la longitud del poste sea el equivalente a tres cuartos de la longitud de la raíz lo cual proporciona tanto rigidez como menor deflexión comparado con los postes que miden solo la mitad o menos que la longitud de la raíz, lo cual los hace mucho más propensos a la fractura.¹³

Díámetro. En muchos estudios se ha descrito la importancia del remanente dental para la resistencia a la fractura al colocar un poste, aunque esto no influye en la retención del mismo.

Goodacre sugiere que el diámetro no debe de exceder un tercio del diámetro de la raíz en cualquier área de ésta.¹³

El poste no debe ser mayor que un tercio del diámetro de la raíz en la unión amelocementaria y que como mínimo, tendremos que conservar 1mm. de grosor de dentina en todos los niveles de la raíz.¹⁵

Capítulo III.

Composición y características.

Postes de composite reforzados con fibras de vidrio.

Su composición puede lograrse mediante la incorporación de fibras de vidrio dentro de la estructura interna de la resina, tratadas químicamente. Su fase amorfa en el Electrical glass es la mezcla de SiO₂, CAO, B₂O₂, Al₂O₃, y el óxido de otros metales alcalinos, las fibras de vidrio también pueden ser sustituidas por las de cuarzo¹⁶ en la confección de postes, estas fibras son silanizadas con dos tipos de acrílico-silano como agentes acopladores en el que encontramos al MDTMS que tiene la característica de ser muy hidrofóbico lo que le da resistencia a la degradación en la humedad, ya que al tener una cadena más larga de hidrocarburos ofrece una mejor protección, siendo que éstos materiales se encuentran en constantes cambios de humedad que pueden atacar cualquier fase del poste por lo que se trata de que éste agente ocupe la mayor parte del poste.¹⁷

Dependiendo de las casas de fabricación puede variar el volumen de las fibras P. Ej.- Fibre Kor 42% de fibras de vidrio, 29% de relleno y 29% de resina, Luscent anchors 70% de fibras de vidrio, y 30% de matriz (resina).¹⁸

Los postes de composite reforzados con fibras de vidrio pueden tener fibras longitudinales y unidireccionales, que se emben en forma de espiral en una matriz de BIS-GAMA⁵ éstas deben de tener menos de 6 giros ya que esto producirá menos estrés, la longitud de las fibras debe de ser de 0.8mm. a 1mm..¹⁹

Se pueden clasificar ya sea por pre-impregnación o no, de la fibra con una resina de baja densidad.

Dependiendo del proceso de polimerización de estas resinas, también pueden ser clasificadas en: termopolimerizables, fotopolimerizables, foto y termo-polimerizables, y termo-fotopresionadas-polimerizables⁵.

Sus diámetros son desde 1.8mm. hasta 1.00mm..⁵

Presentan una resistencia a la fractura dependiendo de la marca y las condiciones de humedad desde 4.55+/- 1.49Kg. hasta 31.95 +/- 11.98Kg. en una angulación de 45°, por lo que protege a la estructura dental remanente, son biocompatibles, tienen alta resistencia a la corrosión, son estéticos, es difícil colocarlos en conductos estrechos y difícilmente producen fracturas radiculares.¹⁷ Presentan una flexibilidad dependiendo de la marca y las condiciones de humedad de 410 Mpa.¹⁵ Es importante saber que no sólo el contenido de fibras le da sus características sino que también influye la composición de la matriz y que tan bien se encuentran unidas las fibras dentro de la matriz (Fig.4).²⁰

Postes de composite reforzados con fibras de carbón.

Contienen un alto volumen de fibras de carbón o grafito, embebidas en una matriz de polímero, que mantiene a las fibras juntas, generalmente es un polímero epóxico.¹⁵

Existe controversia en cuánto al módulo de elasticidad, puesto que algunos autores mencionan que supera al módulo de elasticidad de la dentina, otros sostienen que es menor, coincidiendo con los fabricantes lo que resulta en una disminución de stress y por lo

tanto mayor durabilidad, aunque dos estudios han demostrado que tienen menor fuerza que los vaciados metálicos, por lo que se recomienda que sean colocados cuando encontramos suficiente tejido remanente.¹² Presentan diámetros de 1.0mm. hasta 2.00mm.,¹⁵ sus fibras son unidireccionales y longitudinales con un grosor de 8 micras, lo que representa el 64% del peso del poste, presenta formas cilíndricas, con porciones apicales decrecientes.⁴

Presentan cavidades creadas en el poste de 100 a 200 micras de anchura (Fig.5), esto generado por las partículas grandes de Bario.⁴

Presentan una resistencia a la fractura de 103.7+/-53.1Kg. en una angulación de 45°²¹ y de 211.979Kg./cm.² ante fuerzas compresivas laterales,⁴ son biocompatibles.²⁰ Su flexibilidad es de 580 hasta 1100Mpa,¹⁵ poseen bajos valores de rigidez respecto a los de zirconia y de titanio, baja elasticidad,²² presentan corrientes galvánicas en contacto con aleaciones Ni-Cr ya que el carbón es utilizado como un electrodo para facilitar la transferencia de electrones en algunas industrias químicas. Aunque al parecer este elemento no sufre de corrosión ya que se encuentra aislado de la boca, la presencia de las toxinas creadas por el metabolismo de las bacterias pueden producirlo al haber una infiltración por lo que debemos de tener en cuenta, hay que secar y aislar completamente el poste de la saliva durante su colocación. Se deben de evitar colocar reconstrucciones de amalgama que estén en contacto directo con el poste por lo que se recomienda colocar preferentemente un muñón de composite ya que posee una conducción eléctrica muy baja y que deberá cubrir al poste en su totalidad para evitar cualquier contacto con la aleación de Ni-Cr (Fig.6).²³

Postes vaciados metálicos.

- Oro tipo III (Fig.7).

Posee un porcentaje del 78% de oro y lo demás del grupo platino (puede ser platino, iridio y paladio), cobre, níquel o cinc.

El oro le dá la característica de la resistencia a la corrosión y éste se utiliza con una fineza de 650 a 950.

El cobre en un porcentaje del 4% al unirse al oro le da resistencia y dureza a la aleación.

El platino al unirse al oro aumenta la resistencia a la tracción y el límite proporcional éste solo se usa al 10%.

El paladio aumenta la dureza entre el oro y el platino.

El iridio se utiliza sólo en cantidades de 0.005%, facilita la nucleación y el crecimiento granular, lo que aporta en la nucleación es resistencia, elongación y tenacidad a la aleación.

El cinc, elimina los óxidos durante la fundición y el vaciado (óxidos no solubles).²⁴

El diámetro del gránulo que presenta es de 300µm.²⁵ Presenta una dureza de 120-150 Vickers, y la dureza de Brinnel de 90 a 140, se ablanda calentándola por 15 minutos a 750 °C.,²³ su punto de fusión es de 900°C..

Este tipo de oro puede someterse a tratamiento térmico ya sea para ablandarlo o endurecerlo para lo cual es necesaria la presencia de cobre.²³

• Plata-paladio (Fig. 8).

Contiene de 50 a 60% de paladio y de 30 a 40% de plata, y un porcentaje más bajo de metales base para su endurecimiento.²⁴ Es más suave que el esmalte dental, es flexible, tiene resistencia al deslustre, son difíciles de colar, aleaciones con alto contenido en paladio poseen una resistencia satisfactoria a la corrosión por el paladio,²⁶ lo que esto implica una alta frecuencia de hipersensibilidad al paladio por lo que una aleación con alto contenido de plata disminuye satisfactoriamente estos acontecimientos,²⁷ además presenta un adecuado coeficiente de expansión térmica $14.6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$..²⁴

Presenta una densidad de $10.8\text{gr}/\text{cm}^3$.²⁸ Tiene la ventaja de poder ser vaciado hasta 5 veces sin sufrir corrosión.²⁹

• Níquel-cromo (Fig. 12).

Con frecuencia se les llaman aleaciones no preciosas ya que son substitutos de las aleaciones de metal precioso, contiene de 70 a 80% de Níquel, cerca del 15% de Cromo,²⁴ Berilio 1-2%, Hierro 0.2 a 2.5%, Indio 0.2 a 1%, Estaño 0.2 a 1%, Manganeso 0.5 a 6%, Silíce 0.5 a 3.5%, Aluminio 1.1 a 6%, Titanio 0.02 a 1%, Boro 0.5%, Molibdeno 2 a 12%, Tungsteno 6 a 7%, Iridio 0.15%, Carbón 0.05 a 0.4%.²³

El cromo le da resistencia a la corrosión.

El berilio mejora la maleabilidad y ductilidad reduce la temperatura de fusión y fluye para permitir la aleación de los otros elementos.

El hierro endure la aleación pero forma óxidos.

El indio da una solución dura y forma óxidos.

El estaño endurece la aleación y forma óxidos.

El manganeso ofrece resistencia a la corrosión, es desoxidante y endurecedor.

La sílice ayuda al vaciado, aumenta la ductilidad, es endurecedor y forma óxidos.

El aluminio es endurecedor.

El titanio es endurecedor y forma óxidos.

El boro amplía el rango de fusión, da resistencia a la corrosión por ser desoxidante y es endurecedor.

El tungsteno controla el coeficiente de contracción y da resistencia a la corrosión.

El iridio da resistencia a la corrosión y aumenta el módulo de elasticidad.

El carbón da resistencia, dureza y ductilidad pero en exceso produce mucha fragilidad.²³

Tiene una dureza de Vickers de 400, resistencia a la tensión de 1.200 Lib/Pulg², su rango de fusión es de 1232°C a 1343°C, por lo que su contracción es mayor que la de las otras aleaciones, pudiendo llegar hasta 3.4%, su densidad es de 8.0gr./cm³, su conductibilidad es cuatro veces menor que la del oro, pero es 2.5 veces más elástico que éste, son difíciles de colar presentan mayor porcentaje de alergia provocada por el níquel siendo de 6%

en la masculina y de 2% en la femenina²⁴, pero también el personal de laboratorio debe de tener cuidado con las que contiene berilio ya que pueden provocar beriolosis, granuloma del pulmón, raramente alteraciones en la piel, ganglios linfáticos e hígado, por lo que es necesario utilizar extractores de aire, evitar acumulación de polvo y utilizar máscara protectora de gases.²³

Presenta una densidad de 8 gr/cm^3 , coeficiente de expansión de $14.0 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$,³⁰ aquellas que presentan bajos contenidos en molibdeno presentan un aumento en su corrosión.³¹ Las aleaciones de níquel han demostrado reacciones adversas en los tejidos y por lo tanto fallas protésicas.³²

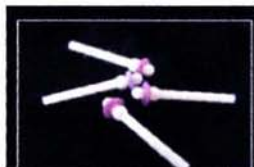
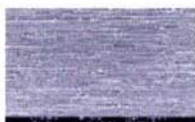


Fig.4 Postes de composite



...Fig.5 Cavity 100 a 200 micras

reforzados con fibras de vidrio



Fig.6 Postes de composite reforzados

con fibras de carbon



Fig.7 Oro tipo III



Fig.8 Plata-paladio



Fig.9 Niquel-cromo

Capítulo IV.

Filosofías para la preparación del conducto.

Éstas surgieron de la experiencia clínica y de las investigaciones, se basan en tres filosofías:

Conservacionistas.

Se basa en la mínima instrumentación para remover la gutapercha, ya que un diámetro pequeño resiste mejor las fracturas.

Robbins recomienda la preparación lo más conservadora para que no comprometa a la estructura remanente.

Potashnick reporta que los dientes con una preparación mínima demostraron ser más resistentes a la fractura.

Goering y Mueninghoff recomiendan que la preparación altere levemente la anatomía del canal, además comentan que si el conducto ha sido debidamente ensanchado éste debe ser mínimamente trabajado.

Mattison sugiere restringir el diámetro del poste para conservar la estructura remanente del diente.

Assif sugiere utilizar el ensanchador más delgado para lograr la profundidad deseada para el poste.

Haddix sugiere que el ensanchamiento del conducto durante la instrumentación es lo único que se necesita.³

Proporcionistas.

Se basan principalmente en que el espacio del poste debe ser el equivalente a un tercio del diámetro de la raíz.

Stern, Hirshtelo y Jhonson, recomiendan que el diámetro ideal sea la tercera parte del diámetro de la raíz.

Trabert y Cooney defienden que la preparación para el poste no debe exceder un tercio del diámetro de la raíz por más delgado que éste sea. Ellos sugieren que un tercio es lo suficiente para que la estructura remanente resista a la fractura.³

Preservacionistas.

Sugieren que solo haya 1mm. de remanente dental alrededor de la preparación es más que suficiente.

Caputo y Standlee proponen que como mínimo haya 1mm. de dentina sana alrededor de la preparación.

Halle hizo una comparación in Vitro y concluyo que el diámetro ideal es de 1.75mm. de remanente dentinario.³

Capítulo V.

Técnicas de obtención de los patrones para los postes vaciados.

Tallado del remanente coronario.

Se debe de remover el cemento de obturación temporal hasta el comienzo del conducto, es necesario conservar la estructura dental remanente para mantener la resistencia del diente y la retención de la prótesis, después de eliminar las retenciones de la cámara pulpar, las paredes de la corona tallada deben presentar una base de sustentación para el muñón de 1mm. por lo menos de espesor, ya que esto dirigirá las fuerzas a la raíz del diente (Fig.10), minimizando las tensiones que se forman en la interfase espiga/raíz principalmente en la región apical.³³

En caso de no ser posible se debe de realizar una caja en el interior de la raíz de aproximadamente de 2mm. de profundidad para crear una base de sustentación para el muñón y dirigir las fuerzas en sentido vertical, disminuyendo las tensiones en las paredes laterales de la raíz, que también actúan como elementos antirrotacionales (Fig.11, 12, 13).

Preparación del conducto.

Debemos de tomar en cuenta cuatro factores:

- Extensión longitudinal: Como regla general la espiga debe abarcar dos tercios de la extensión longitudinal (Fig.14) total del remanente dental, en los dientes que hallan perdido soporte óseo

es importante mantener la espiga en la extensión longitudinal equivalente a la mitad del soporte óseo de la raíz involucrada.

Una longitud adecuada de la espiga dentro del conducto proporciona una distribución más uniforme de las fuerzas oclusales a lo largo de toda la superficie radicular, disminuyendo la posibilidad de presentar concentración de estrés en determinadas áreas y por lo tanto la fractura (Fig.15).

Esta extensión debe ser analizada con una radiografía dentoalveolar después de la preparación de la porción coronaria y tomando en consideración la cantidad mínima de 4mm. de material obturador en la región apical ya que esto garantiza un buen sellado apical.^{13,33}

En el caso de tratamiento endodóntico parcial, en donde el material de obturación no alcanzó el nivel deseado, se debe considerar: el tiempo de tratamiento y la presencia de lesión periapical. En caso de lesión siempre se indica el retratamiento de conductos y en ausencia se debe considerar el tiempo de tratamiento, si éste tiene por lo menos 5 años se procede a la realización de la espiga, si la porción preparada del conducto no se considera apropiada para la extensión longitudinal se realizará retratamiento de conductos, en aquellos que se obturaron con conos de plata se realizará retratamiento.

- **Inclinación de las paredes del conducto:** Los muñones que son colocados en paredes inclinadas, presentan menor retención y mayor concentración en sus paredes circundantes, generando un efecto de cuña provocando fracturas a su alrededor. Por lo que se busca seguir la propia inclinación del conducto que fué

ensanchada por el tratamiento de endodoncia, y que solo se aumentará el ancho en la porción apical para colocación de un poste.

Cuando por alguna causa como caries, pines, etc., las paredes se encuentren muy inclinadas se aumentará la extensión longitudinal del poste para poder conseguir algo de paralelismo en las paredes próximas de la porción apical y tratar de aprovechar la porción coronal remanente, que va a auxiliar en la retención y minimiza la distribución de los esfuerzos en la raíz del diente.

En casos extremos de inclinación se utilizan muñones artificiales con espiga tallándolos de tal forma que reproduzcan totalmente un reparo para recibir una corona y proteger así la raíz, con esto se busca retención intra-radicular, proteger las paredes delgadas del remanente radicular a través del biselado de las paredes de la raíz, por lo que serán protegidas con el metal con el cual es realizado el muñón artificial con poste, la adaptación de la corona ocurrirá en la región cervical del muñón metálico.³³

- **Diámetro de la espiga:** Éste es importante principalmente en la porción intra-radicular del poste ya influirá en la retención de la restauración y en la habilidad para resistir a los esfuerzos transmitidos durante la función masticatoria, se ha comprobado que si el diámetro del poste es grande, mayor será su retención y resistencia pero esto sería a costa del adelgazamiento del remanente dentario, por lo que se ha llegado a un acuerdo de que el diámetro debe ser hasta de un tercio total de la raíz y que el espesor de la dentina debe ser mayor en la cara vestibular de los dientes anteriores superiores debido a la incidencia de fuerza que es mayor en éste sentido.

Clínicamente el diámetro del poste debe ser determinado comparándose a través de una radiografía. Se debe de tener más cuidado en la porción apical ya que ésta es más estrecha en sentido mesio-distal, para que la aleación utilizada presente una resistencia satisfactoria, es indispensable que tenga por lo menos 1mm. de diámetro en su porción apical.^{13,15,33}

- Rasgos superficiales de la espiga: Para aumentar la retención de los muñones artificiales con postes de superficie lisa, se pueden crear retenciones antes de la cementación.

Remoción del material de obturación y preparación del (los) conducto(s).

Debe empezarse con puntas Rehin calentadas hasta alcanzar la extensión longitudinal preestablecida. Al no poder ser retirada en su totalidad se emplean fresas Pecho o Gates con el diámetro adecuado al del conducto, acoplado a una guía de penetración.^{34,33}

Siempre se deberá de observar la salida del material obturador para no realizar alguna perforación. En caso de que se presenten retenciones es aconsejable rellenar el área con ionómero de vidrio, antes de la impresión. Siempre se deberá de dejar 4mm. en apical para garantizar el sellado apical.^{13,33} En dientes multirradiculares en donde los conductos son paralelos no es necesario que ambos tengan la misma extensión. Solo el de mayor diámetro tendrá que tener una extensión de dos tercios y el otro deberá tener la mitad de la raíz, se puede tener unidos a los dos postes en la misma base, comportándose éstos como elementos anti-rotacionales, por lo que se evita el desgaste de la dentina.

En los premolares superiores generalmente pueden presentar divergencias radiculares, por lo que en el conducto más voluminoso se preparara una extensión convencional y en el otro solo se prepara parcialmente para brindar estabilidad, ya que proporciona un elemento anti-rotacional.

En dientes multirradiculares superiores con conductos divergentes y con remanente coronario se prepara el conducto palatino hasta dos tercios de su extensión, y uno de los vestibulares hasta la mitad (el más voluminoso de ellos), y el otro solo será parte de su entrada preparada. Esta mitad del muñón artificial se encajara en la porción palatina a través de sistemas de encajes. Solamente en ausencia de remanente dental se deberá de preparar los tres conductos, por lo que éste será hecho en tres partes.³³

Confección del muñón artificial con poste.

Para esto pueden ser empleadas dos técnicas:

- Directa, en la cual el conducto es copiado y la parte coronaria tallada directamente en la boca-
- Indirecta, que exige copiado de los conductos y porción coronaria remanente con materiales elásticos, con lo que se obtiene un modelo en el cual serán tallados los muñones en el laboratorio, generalmente ésta técnica se utiliza en la confección de varios muñones con postes o para raíces divergentes.³³

Técnica directa para dientes unirradiculares.

Primero se prepara un bastón de resina acrílica que se adapte al diámetro y a la longitud del conducto preparado y que se extienda 1mm. más allá de la corona remanente (Fig.16, 17).

Es obligatorio que el bastón abarque la porción apical del conducto y que exista espacio entre él y las paredes axiales para facilitar la impresión con el material (duralay).

Después se lubrica con vaselina el conducto (Fig.18) y la parte coronaria usando una fresa Pessa o algo similar, envuelta en algodón.

Se realiza la impresión del conducto, llevando la resina preparada con una sonda, pincel o jeringa tipo Centrix en su interior y envolviéndola en el bastón que es introducido en el mismo, observando si alcanzó toda su extensión (Fig.19).

El material sobrante se acomoda en el bastón para realizar la porción coronaria (Fig.20).

Para dientes con dos conductos paralelos se realiza la impresión individual de los conductos y después de haber polimerizado se unen en la zona de la cámara pulpar. Durante la polimerización el bastón debe ser removido e introducido varias veces en el conducto, para evitar que no se pueda desplazar después del conducto, una vez polimerizado se observa la fidelidad del patrón (Fig.21), se corta el bastón en la zona oclusal o incisal y se realiza el tallado del área coronal (Fig.22) con fresas y discos de lija ya sea para corona total de metal porcelana o libre de metal.³³

La parte coronaria del muñón artificial solo debe de complementar la estructura dentaria perdida dándole tanto forma como características de un diente preparado.³³

Técnica directa en dientes multirradiculares.

Esta técnica se puede realizar ya sea con resina o con postes prefabricados.

- Resina. La preparación del conducto y la confección de los muñones se realizan de la misma manera como ya se ha descrito en la técnica anterior.

Otra forma de obtener muñones artificiales con espiga (poste) por la técnica directa en dientes con conductos divergentes, es realizar inicialmente la espiga en el conducto de mayor volumen que atravesará la porción coronaria del muñón artificial.

- Con postes pre-fabricados (sistema parapost). Este sistema presenta postes pre-fabricados en metal y plástico, con paredes paralelas y con sus propias fresas.³³

Técnica indirecta.

El tallado de la corona y del remanente dental se realiza como en las técnicas anteriores.

Con el fin de obtener un molde exacto y fiel, se adapta en cada conducto un alambre ortodóntico o un clip, siendo éstos más largos que el conducto, y con una ligera holgura en todo su alrededor. Los alambres deben de tener en su extremo oclusal una retención que se puede realizar con modelina de baja fusión, el

material que se emplea para la toma de impresión se mezclará (se puede emplear cualquier elastómero) según instrucciones del fabricante y para llevarlo a los conductos utilizaremos un léntulo manualmente o en un contra-ángulo de una pieza de baja. Los alambres también se cubren con el material y se colocan en los conductos asignados, con una jeringa apropiada se realiza la impresión de la parte coronaria, envolviendo totalmente a los alambres que ya fueron colocados. Después éste será vaciado con yeso tipo IV.³³

Elaboración del muñón artificial: Ya que los conductos son divergentes el muñón con espiga se elaborará en dos partes, iniciándose por los más vestibulares. Las impresiones de los conductos y reconstrucciones serán realizadas como se describió anteriormente, manteniendo la cara interna de la primera parte del muñón paralela a lo largo del eje del conducto de la segunda parte del muñón.

Para el anclaje de las dos partes del muñón artificial, se pueden utilizar surcos, cajas, o aditamentos de semiprecisión.

Una vez fundida la primera parte esta se adapta al modelo de trabajo y se le dá acabado a la cara que irá a entrar en contacto con la otra parte del poste-muñón, después se realiza la segunda parte, que será fundida y se adaptará tanto en el modelo como en el diente.

Técnica indirecta (variante).

Se desobtura el canal o los canales como ya antes se ha descrito, se toma una impresión de los conductos con un material

elastomérico, después de obtenerla, ésta se bardea en el área correspondiente de los postes con modelina, y se hace un positivo con alginato, antes de que éste gelifique se le colocan unos clips en la base para poder desalojarlo tratando de que no se exponga al aire para que no se deforme, se seleccionan unos filamentos de nylon para cada preparación de los postes (Stren fishing line) quedando éstos un poco holgados, éste debe ser por lo menos 10mm. mas largo que el poste o también se pueden utilizar postes de plástico, se crean rugosidades en los filamentos con discos de lija y se redondea la punta.

Se prepara la resina para la toma de impresión (Duralay), se coloca monómero en el interior de los canales con un cepillo intrarradicular y después con ese mismo se llena el canal con la resina antes preparada, se vibra para sacar las burbujas e inmediatamente después se colocan los filamentos en el centro del conducto hasta llegar al fondo del canal, se realizan movimientos hacia arriba y hacia abajo suavemente para sacar cualquier burbuja que haya quedado, en caso de ser necesario se añade más resina y se deja endurecer la resina.

Se realiza el muñón, se sacan del molde y se les realiza una marca para orientarlos en el modelo de yeso, para esto se realiza un positivo de la primera impresión en yeso piedra (Die Rock), se le aplica a éste, separador especialmente dentro del conducto (puede ser con unas puntas de papel) para colocar el patrón obtenido y ajustarlo.³⁴

Precauciones durante la desobturación.

Desafortunadamente se ha tenido poco cuidado para controlar el calor generado durante la desobturación que afecta tanto al ligamento periodontal como al hueso, ésto puede ser referido por el paciente como dolor durante la desobturación, por lo que si se genera suficiente calor durante la desobturación los tejidos de soporte se dañarán provocando una posible anquilosis.

Estudios demuestran que las fresas Pecho generan una temperatura de 10 a 23°C. Los desobturadores Para-Post generan una temperatura de 4°C, las Gates-Glidden de 9°C y las Kurer de 8°C, siendo las Para-Post las de menor generación de calor.

Por lo que indudablemente durante la preparación del conducto se genera una importante fuente de calor, causada por la fricción (dependiendo de la técnica), por el tipo de desobturador, la presión ejercida, la velocidad, y el tiempo de contacto entre el diente y el desobturador.

Una temperatura cercana a los 40°C se puede obtener fácilmente con las fresas Pecho en las cuales se ha registrado hasta temperaturas de 50°C, el aumento de la temperatura se puede relacionar con la presión que se ejerce sobre las paredes del canal y el tiempo que esté con ellas. También se ha relacionado el aumento de la temperatura con el diseño de los desobturadores.

Generalmente los desobturadores presentan un diseño de espiral en los cuales solo varía el ancho entre cada espiral, este diseño facilita la disipación rápida del calor y asegura un contacto intermitente con las paredes del canal. Se ha observado que en las

fresas Gates-Glidden las espirales son más cortas por lo que dañan menos a los tejidos facilitando la desobturación y creando menos fricción.

Temperaturas entre los 56 y 60°C deterioran el tejido óseo porque el calor desnaturaliza las proteínas de los tejidos duros.

Harisiadis descubrió que las células disminuyeron en un cultivo al aplicarles temperaturas arriba de los 45°C.

Eriksson y Sundstrom recomiendan que la desobturación del canal se realice con baja velocidad y que se retire el desobturador intermitentemente para prevenir las altas temperaturas.³⁵

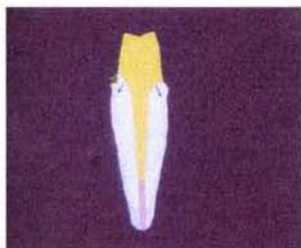


Fig.10 Fuerzas dirigidas a la raíz del diente.

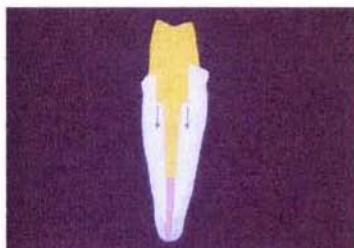


Fig.11 Caja de 2mm.



Fig.12 Caja de 2mm.



Fig.13 Caja de 2mm.



Fig.14 Extensión longitudinal de 2/3.

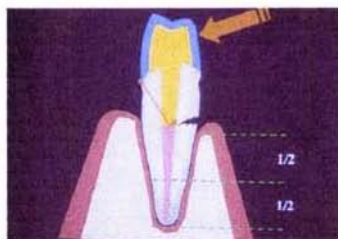


Fig.15 Poste corto.



Fig. 16 y 17 Adaptación del bastón



Fig.18 Lubricación



Fig.19 Bastón introducido



Fig.20 Material sobrante.

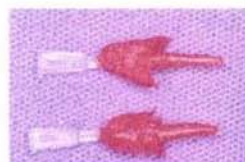


Fig. 21 Fidelidad del patrón.



Fig.22 Tallado del área coronal.

Capítulo VI.

Cementación y colocación.

Ionómero de vidrio.

Son materiales de obturación cuyo nombre se debe a que pueden formar enlaces iónicos con el vidrio.

Éstos son materiales basados en sílice, polvos de aluminio y soluciones de homopolímeros y copolímeros del ácido acrílico.

Éstos se pueden clasificar en dos tipos los convencionales y los híbridos, teniendo mejor retención los convencionales.³⁶

El polvo consiste en un vidrio de flúor silicato-preparado con fundente a base de fluoruro, con partículas de 25 a 50µm. cuando se usa como cemento. Se obtiene fundiendo partículas de cuarzo, fluoruro de aluminio, y fosfatos metálicos, se enfría bruscamente obteniéndose un vidrio de color blanco lechoso, algunos fabricantes agregan polvo de óxido de cinc como "Buffer" para controlar la reacción de fraguado.

El líquido actualmente esta formado por soluciones acuosas de homopolímeros y copolímeros del ácido acrílico. El ácido itacónico reduce la viscosidad del líquido y lo hace más resistente a la gelación.

Una vez que se ha logrado la relación entre el polvo y el líquido, el cemento consiste en partículas de vidrio sin reaccionar, recubiertas por un gel sílico o hidrogel, y éste a su vez en una matriz de polisales.

La proporción polvo/líquido para cementos es de 1,3 : 1.

Su tiempo de fraguado se halla entre 4 y 9 minutos. Se logran mejores resultados cuando se mezclan en una loseta fría.

Su grosor de la película es de 1 a 25 micrones.

Su solubilidad es menor al 1%.

Se adhieren a la dentina, al esmalte y al cemento en forma similar, aunque se unen más fácilmente al esmalte que a la dentina.

Se debe de colocar sobre una superficie limpia, para eso se coloca ácido cítrico al 50% .

Posee propiedades anticariogénicas ya que éste libera iones de flúor que inhiben la formación de caries secundarias y la actividad microbiana.³⁵

Sus propiedades mecánicas varían de acuerdo a su microestructura, a la integridad de su interface entre las partículas de vidrio y la matriz de polímero, al tamaño de la partícula, y al número y tamaño de espacios encontrados.

Las partículas más grandes y una mejor integración de la microestructura mejoran la resistencia a la humedad.

Una mejor integración de la microestructura, mejores partículas de vidrio y adhesión en la matriz polimérica nos proporciona mejor flexibilidad, mejor resistencia a la tensión y mejor resistencia a la humedad.³⁷

Actualmente se venden cápsulas dosificadas con ionómero de vidrio (Fig.23) lo cual da mejores resultados de longevidad para el poste ya que influye la forma de mezclar a este cemento con la longevidad del poste.³⁸

También cabe mencionar que se ha estado desarrollando estos cementos reforzados con fibras de vidrio, lo cual le da mayor flexibilidad.³⁹

Policarboxilatos.

Su composición es polvo: óxido de cinc, sílice, óxido de aluminio y fluoruro de estaño, líquido: ácido poliacrílico y copolímero del ácido poliacrílico mas ácido itacónico.

El cemento fraguado esta compuesto de partículas de óxido de cinc recubiertas por una matriz de policarboxilato de cinc, que es amorfa y geliforme.

Las proporciones polvo/líquido deben de ser 1/1 o de 2/1.

Su tiempo de fraguado es de 5 a 8 minutos.

Su solubilidad es de 0.05 a 0.01% en 24 horas.

El espesor de la película es de 25 a 30 micrones.

La adhesión se forma por la reacción entre el cemento y el calcio del diente formando un policarboxilato de calcio.

Tiene baja resistencia a la compresión y para colocarse el área debe de estar limpia (Fig.24)..

Fosfato de cinc.

Su composición es, polvo: óxido de cinc, óxido de magnesio, óxido de sílice, óxido de bismuto y los óxidos de bario, líquido: ácido fosfórico (35%) u ortofosfórico de pH 1.5, sales de aluminio y cinc.

Solubilidad de 0.2% a las 24horas.

Contracción de 0.3% en una atmósfera seca.

Espesor de la película de 25 micras.

Su retención es mecánica.

Es frágil, soluble en líquidos bucales (Fig.25).

Cemento de resinas compuestas.

Son similares a las resinas compuestas utilizadas como material de obturación, la diferencia es que tienen menos cantidad de relleno lo que las hace menos viscosas, menos resistentes y tienen mayor susceptibilidad al desgaste.

La que utilizamos es la de curado doble, se usa en áreas donde el espesor de la restauración es mayor de 2.5mm. o en restauraciones inaccesibles que puedan impedir la penetración de la luz.

Tienen un espesor inferior de 25micras en comparación con los cementos de fosfato de cinc.

Solubilidad de 0.05%³⁵ (Fig.26).

Postes vaciados metálicos.

Se pueden cementar ya sea con fosfato de cinc, ionómero de vidrio o policarboxilato.¹²

La adaptación del poste con muñón artificial debe de ser pasiva y ésto se observa cuando se aplican reveladores de contacto en el metal, de preferencia después de la adaptación el poste debe ser arenado con óxido de aluminio.

Previamente a la cementación el conducto debe ser limpiado con alcohol, se coloca con un pincel una pequeña cantidad de cemento alrededor del poste para reducir la presión hidrostática y después coloca en el conducto.³¹

Postes de composite reforzados con fibras de vidrio y de carbón.

Se procede a la selección del poste utilizando la guía que proporcione el fabricante, la preparación del conducto se realiza con la fresa correspondiente al tamaño del poste seleccionado, después de probar el poste se procede al grabado de la porción coronaria del diente usando ácido fosfórico, el cual se deja por 20 segundos, se lava y se seca con aire, después se acondiciona el conducto aplicando el acondicionador por 30 segundos, se seca el conducto con puntas de papel, se mezcla el cemento en partes iguales por 30 segundos y se le coloca al poste esperando la polimerización por 3 minutos. Se realiza el muñón con resina fotopolimerizable y por último se prepara el muñón artificial (Figs.27, 28, 29, 30).⁴⁰



Fig.23 Cápsulas de ionómero de vidrio.



Fig.24 Policarboxilato



Fig.25 Fosfato de cinc.

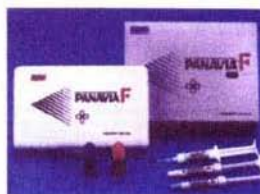


Fig.26 Cemento de resina compuesta

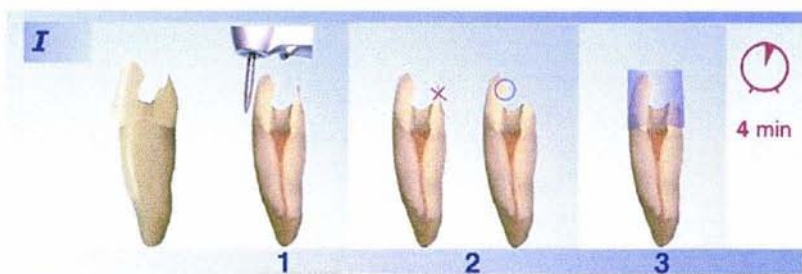


Fig.27 Colocación y cementación de poste de composite reforzado con fibras de vidrio y carbón.

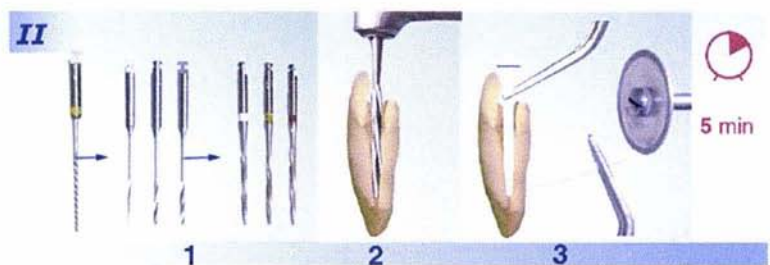


Fig.28 Colocación y cementación de poste de composite reforzado con fibras de vidrio y carbón.

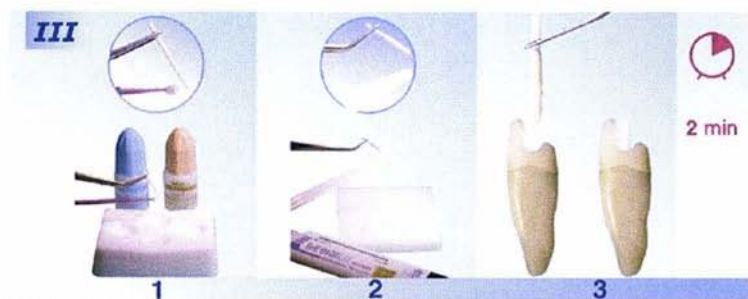


Fig.29 Colocación y cementación de poste de composite reforzado con fibras de vidrio y carbón.

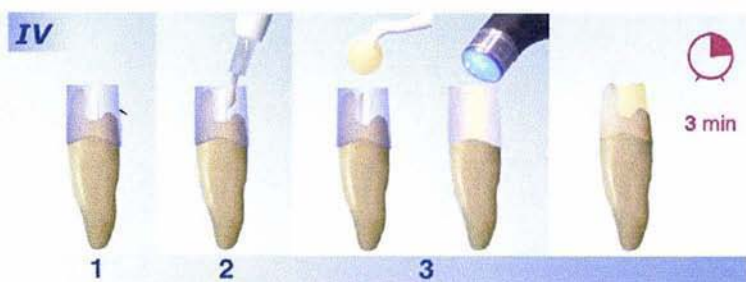


Fig. 30 Colocación y cementación de poste de composite reforzado con fibras de vidrio y carbón.

Conclusiones.

Debemos conocer las limitaciones de cada material, debido a que se observa que los postes de composite reforzados ya sea con fibras de vidrio o carbón, no pueden ser colocados en cualquier tipo de preparación de conductos lo que los limita, afectando su longevidad.

Los postes vaciados metálicos de oro tipo III pueden colocarse en cualquier área de la boca, independiente del tratamiento de conductos, pero éstos no son estéticos y además el medio cementante que se usa no tiene la flexibilidad de las resinas para cementar

El comportamiento biomecánico en los vaciados metálicos del oro tipo III tiene excelentes características y supera en algunos aspectos a los postes de composite reforzados.

Las aleaciones plata-paladio en cierto tipo de personas son alergénicas, por el paladio.

Los postes de composite reforzados con fibra de carbón, no han sido ampliamente investigados, por lo que el uso de éste tipo de postes pone en riesgo la integridad del diente.

Por lo tanto no solo las características del poste van a lograr el éxito por sí mismas sino que también influyen aspectos como:

- El tratamiento de endodoncia.
- Localización del diente.
- Tipo de desobturadores.
- Agentes cementantes usados.

Los postes de composite reforzados con fibra de vidrio y carbón, su manipulación es relativamente fácil ya que éstos vienen prefabricados y por lo tanto pueden ser colocados en una sola sesión, lo único que se tiene que realizar es la colocación de estos dentro del conducto.

Postes vaciados metálicos, como se ha mencionado anteriormente, la obtención de ellos se basa en varias técnicas para la cual hay que tener tanto habilidades como práctica, también lleva mayor tiempo la obtención de éstos y por lo tanto mayor número de citas para su colocación, respecto al cementado no hay dificultad.

Falta página

N° 54

¹ www.odontored.cl/aranclaj.htm.

² Ring E. Malvin. El gobierno de Shogun Tokugawa. Historia Ilustrada de la Odontología. 1989. Pág.93.

³ Lloyd Patric M. and Joyce F. Palik. The philosophies of dowel diameter preparation. The Journal of Prosthetic Dentistry, Jan1993;69; Pags.32-35.

⁴ http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/tesis/salud/Chavez_V_/indice.htm.

⁵ www.encolombia.com/scodb3-retenedores.htm - 29k.

⁶ Scares Ilson Jose, Fernando Goldberg. Reparación después del tratamiento de conductos radiculares. Endodoncia Técnica y Fundamentos. 2002: Pags.193-209.

⁷ Hong-So Yang, Lisa A. Lang, Anthony Molin and David A. Felton. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. The Journal of Prosthetics Dentistry. May 2001 85; Pags.558-67.

⁸ A. Saleh and W. M. Ettman .Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine. Jan 1999. Journal of Dentistry. 27; Pags.43-46.

⁹ Chugal Nadia M., Jonathan M. Clive and Larz S. W. Spångberg. A prognostic model for assessment of the outcome of endodontic treatment: Effect of biologic and diagnostic variables. Oral surgery, Oral medicine, Oral radiology & Endodontics. 2001; 91; Pags.342-352.

¹⁰ Siquiera José F., Isabela N. Rôças, Amauri Favieri, Ernani, Antônio J. R. Castro and Sergio M. Gahyva. Bacterial leakage in coronally unsealed

root canals obturated with 3 different techniques. Oral surgery, Oral medicine, Oral radiology & Endodontics. 2000; 90; Pags.647-650.

¹¹ N. Gençogcaronlu, Y. Garip, and S. Samani. Comparison of different gutta-percha root filling techniques: Thermafil, Quick-fill, System B, and lateral condensation. Oral surgery, Oral medicine, Oral radiology & Endodontics. 2002; 93; Pags333-336.

¹² Bex Richard T., Michael W. Parker, James T. Judkins and George B. Pelleu. Effect of dentinal bonded resin post-core preparations on resistance to vertical root fracture. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1992; 67 ; Pags.768-772.

¹³ Stockton Lawrence W.. Factors affecting retention of post systems: A literature review. The Journal of Prosthetics Dentistry. April 1999. 81. Pags.380-384.

¹⁴ Patel A. and D. L. Gutteridge. An in vitro investigation of cast post and partial core design. Journal of Dentistry. Jul 1996. 24; Pags.281-287.

¹⁵ Goldstein Ronald E.. Diseño del poste. Odontología estética volumen II. 2003.Pags.558-560.

¹⁶ Lassila Lippo V.J., Johanna Tanner, Anna-Maria Le Bell, Katja Narva, Pekka K Vallittu. Flexural proprieties of fiber reinforced root canals post. The Journal.of Prosthetics Dentistry. 2003, 20: Pag.30.

¹⁷ McDonough, Walter G. Joseph M. Antonucci and Joy P. Dunkers. Interfacial shear strengths of dental resin-glass fibers by the microbond test. Dental Materials. Jan 2001. 492-498Pags.

¹⁸ Newman Marcela P., Peter Yaman, Joseph Dennison, Mary Rafter and Edward Billy. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored

with composite posts. *The Journal of Prosthetics Dentistry*. April 2003, 89; Pags.360-367.

¹⁹ Mentink A. G. B., N. H. J. Creugers, P. M. M. Hoppenbrouwers and R. Meeuwissen. Qualitative assessment of stress distribution during insertion of endodontic posts in photoelastic material. *Journal of Dentistry*. Mar 1998. 26; Pags.125-131.

²⁰ Behr M., M. Rosentritt, R. Lang and G. Handel. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *Journal of dentistry*. Sep 2000. 28; Pags.509-514.

²¹ Martínez-Insua Arturo, Luis DA Silva, Benito Rilo, Urbano Santana. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. Nov 1998; Pags.527-532

²² Asmussen Erik, Anne Peutzfeldt and Thomas Heitmann. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts *Journal of Dentistry*. May 1999. 27.; Pags.275-278.

²³ Fovet Y., L. Pourreyron and J. Y. Gal. Corrosion by galvanic coupling between carbon fiber posts and different alloys. *Dental Materials*. Sep 2000 16.5;Pags.364-373.

²⁴ Cova N. José Luis. Materiales de obturación. *Biomateriales Dentales*. Amolca 2004. Pags.300-305.

²⁵ Craig. Robert G. Ingredientes de las aleaciones de oro. *Materiales Dentales*. Amolca 2004. Pags.247,248.

-
- ²⁶ Cai Z., S. G. Vermilyea and W. A. Brantley In vitro corrosion resistance of high-palladium dental casting alloys. *Dental Materials*. May 1999; Pags.202-210.
- ²⁷ Berzins D. W., I. Kawashima, R. Graves and N. K. Sarkar. Electrochemical characteristics of high-Pd alloys in relation to Pd-allergy. *Dental Materials*. July 2000; Pags.266-273.
- ²⁸ Sirimai Sonthi, Douglas N. Riis and Steven M. Morgano. A in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical Root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *Dental Materials*. Mar 1999. 81; Pags.262-269.
- ²⁹ Horasawa Noriko and Miroslave Marek. The effect of recasting on corrosion of a silver–palladium alloy. *Dental materials*. May 2004. 20; Pags.352-357.
- ³⁰ Craig Robert G.. Aleaciones níquel- cromo . *Materiales Dentales*. 1985. Pags.250-251.
- ³¹ Muller W. J., F. J. M. J. Maessen and C. L. Davidson. Determination of the corrosion rates of six dental NiCrMo alloys in an artificial saliva by chemical analysis of the medium using ICP-AES. *Dental Materials*. April 2003. Pags.55-70
- ³² Messer R.L.W., L.C. Lucas. Cytotoxicity of nickel-chromium alloys : bulk alloys compared to multiple ion salt solutions. *Dental Materials* 2000; Pags.207-212
- ³³ Pegoraro Luis Fernando. Muñones artificiales.. *Prótesis Fija. Artes Medicas latinoamericanas*. 2001. Pags.87-103.

-
- ³⁴ Von Krammer Roberto. A time-saving method for indirect fabrication of cast post and cores. The Journal of Prosthetic Dentistry. Aug 1996, 76;2. Pags.209-211.
- ³⁵ Tjan Anthony H. L., Dent and Matty F. Abbate Temperature rise at root surface during post-space preparation. The Journal of Prosthetic Dentistry. Jan 1999. Pags.41-45.
- ³⁶ Love R. M. and D. G. Purton. Retention of posts with resin, glass ionomer and hybrid cements. Journal of Dentistry. Sep 1998; 26; Pags.599-602.
- ³⁷ Xie D., W.A. Brantley, B.M. Culbertson, G.Wrag Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements.. Dental Materials. 2000. Pags.129-138.
- ³⁸ Mitchell C. A., J. F. Orr and M. D. Russell. Capsulated versus hand-mixed glass-ionomer luting cements for post retention. Journal of Dentistry. 1998; 26; Pags.47-51.
- ³⁹ M Kon F. Kawano M., Kobayashi and K. Miyai. Reinforcement effect of short glass fibers with CaO-P₂O₅-SiO₂-Al₂O₃ glass on strength of glass-ionomer cement. Journal of Dentistry. Jul 2001; 29; Pags.377-380.
- ⁴⁰ Kogan Frenk Enrique. Técnica directa. Revista Asociación Dental Mexicana. Num. 1 Vol. 85 Ene-Feb 2001. pags.59-61.

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA