



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**LA COMBINACIÓN PERFECTA. RECONSTRUCCIÓN  
CON POSTES DE FIBRA DE VIDRIO Y RESINA PARA  
MUÑONES**

TRABAJO TERMINAL ESCRITO DEL DIPLOMADO DE  
ACTUALIZACIÓN PROFESIONAL QUE PARA OBTENER EL  
TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A

**ARELYZ NOYOVANI RODRÍGUEZ CANO.**

**TUTOR: C.D. JUAN CARLOS FLORES GUTIÉRREZ.**

MÉXICO, D. F.

2007



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.

A *Dios* por dejarme llegar hasta este momento lleno de felicidad y amor.

*José y Marinana* que son mi ejemplo, orgullo, admiración y esfuerzo para seguir adelante. Me impulsan cada día para cumplir mis metas y han estado siempre conmigo. Son los mejores padres que jamás hubiera deseado. Los amo.

*Liz y Ame* siempre juntas en las buenas y en las malas; aunque a veces no se note las quiero mucho hermanas, nunca lo duden sale.

*Familia, amigos, C.D. Mario Fernández* que me apoyan, cada quien a su manera, en esta y en la otra carrera.

*Amiguís; Lilian, Lau, Belem, Son, Pato*, tan diferentes, pero estuvimos siempre juntos llevándonos y jalándonos unos a otros para seguir y concluir con este camino. Aún nos faltan muchos ehh!! Los quiero.

Por último pero con la misma importancia del primero, solo me resta agradecer a esta gran institución la *UNAM y FO*, así como a todos los *Profesores* que me abrieron las puertas de esta maravillosa casa dándome todos esos conocimientos y experiencias.

A todos mil gracias

*Arelyz Noyovani*

## ÍNDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>5</b>
<b>2. ANTECEDENTES.....</b>	<b>7</b>
<b>3. POSTES INTRARRADICULARES.....</b>	<b>12</b>
3.1 Definición de poste.....	12
3.2 Propiedades ideales.....	13
3.3 Forma de los postes.....	13
3.4 Consideraciones en cuanto a uso.....	15
3.5 Factores para la selección.....	20
3.6 Preparación del conducto.....	21
3.7 Consideraciones para la colocación.....	24
<b>4. FIBRAS.....</b>	<b>25</b>
4.1 Tipos de fibras.....	25
4.2 Característica de la estructura de las fibras.....	26
4.3 Propiedades mecánicas.....	27
4.4 Fibras de vidrio.....	28
<b>5. COMPOSITES.....</b>	<b>30</b>
5.1 Composición.....	31
5.2 Rellenos.....	34
5.3 Clasificación.....	34
5.3.1 Macrorelleno.....	35
5.3.2 Microrelleno.....	36
5.3.3 Híbridas.....	38
5.3.4 Nanorelleno.....	40
5.3.5 Reconstrucción de muñones.....	41
5.3.6 Sistemas iniciadores.....	43
<b>6. TIPOS DE ACTIVACIÓN DE LOS COMPOSITES.....</b>	<b>46</b>
6.1 Activación química.....	46
6.2 Activación luz ultravioleta.....	47

6.3 Activación halógena.....	48
6.4 Activación plasma.....	49
6.5 Activación LED.....	50
7. CONCLUSIONES.....	53
8. FUENTES DE INFORMACIÓN.....	54
9. FUENTES DE CONSULTA.....	56

# 1. INTRODUCCIÓN

Cuando seleccionamos el o los productos que vamos a emplear para la reconstrucción de un diente sin vitalidad debemos considerar múltiples factores, como: la capacidad de adhesión, la facilidad de manipulación, el tiempo necesario para su aplicación y la capacidad del sellado. A través de los años se han empleado; amalgamas, resinas, ionómeros de vidrio modificados, algunos de ellos reforzados con partículas metálicas. Y en los últimos decenios, la reconstrucción directa, de acuerdo con los principios de la adhesión, se ha concentrado fundamentalmente en los ionómeros de vidrio y en los composites.

La exigencia de preservar de modo conservador las estructuras anatómicas ha estimulado la investigación hacia la realización de postes siempre más endodónticos.

Actualmente existen en el mercado dos tipos de postes endodónticos estéticos: 1) Postes prefabricados y 2) Postes individuales. Muchos odontólogos prefieren el uso de sistemas prefabricados por ser una opción más práctica, menos costosa, y en algunos casos, menos agresiva para los tejidos dentarios cuando se les compara con los postes y muñones colados.

Sin embargo la capacidad de sellar de modo hermético la interfase diente-restauración es una de las características fundamentales de un material de reconstrucción. La posibilidad de reconstruir un diente con un poste de fibra apenas terminado el tratamiento del conducto y adaptar la restauración provisional en la misma sesión reduce la incidencia de infiltración bacteriana.

Así como el éxito alcanzado con la creación y el uso de restauraciones estéticas en odontología se debe en gran parte a la necesidad y creciente demanda demostrada por los pacientes por obtener cada vez más restauraciones que sean compatibles con la apariencia natural y la estructura perdida, así como poder modificar forma, tamaño y color de los dientes naturales.

Es por esto que los productos con una alta concentración de resina compuesta y los compómeros tienen mejores características mecánicas en comparación con los ionómeros de vidrio modificados, así como algunas propiedades mecánicas que se acercan a la dentina; en la actualidad son los materiales de elección no solo para la reconstrucción.<sup>2</sup>

Un sincero agradecimiento al *C.D. Juan Carlos F.* por guiarme, apoyarme y brindarme parte de su tiempo para la realización de este trabajo. Y en el que encontré un buen amigo.

## 2. ANTECEDENTES

La existencia de reconstrucciones con postes es mencionada desde el siglo XI en la cultura de los Shogun en Japón, en donde se realizaban con espigas de madera. Desde hace más de dos milenios se han encontrado publicaciones con información acerca de restauraciones de dientes en combinación con postes y coronas. Pierre Fauchard graduado en Francia como el primer Cirujano Dentista en 1723, reporta en 1747, que sus restauraciones en oro y en plata se mantenían en boca por largos años sin desplazarse, por la implementación de aditamentos de retención endoradicular.

Desde entonces se emplearon dientes de animales y humanos para reemplazar los perdidos en los pacientes con necesidades protésicas, y fue el Dr. Black uno de los pioneros en la utilización de dientes cerámicos con diferentes técnicas. Para la retención de las coronas protésicas se utilizaron desde maderos de naranjo hasta pines intrarradiculares de oro y plata. Pero debido al poco conocimiento de lo que se define como endoperio la mayoría de los tratamientos terminaban fracasando, en especial los retenedores de madera que al humedecerse se degradaban inexorablemente.

Pero en 1849 John Tomes en un artículo publicado en el *Dental Physiology and Surgery* menciona los conceptos de diseño, longitud y diámetro de los postes.

Así para los años 70 surgen los postes metálicos prefabricados, de diversas formas y longitudes para utilizarlos junto con la amalgama de plata para realizar el muñón del diente a tratar.

Hasta hace poco tiempo no habían existido requisitos estéticos para muñones o postes, puesto que se utilizaban restauraciones de metal-porcelana o coronas cerámicas muy opacas. A partir de la aparición de las restauraciones de cerámica semejante al esmalte dental con mucha translucidez, ha sido necesario definir los requisitos estéticos para muñones y postes subyacentes.<sup>1</sup>



La finalidad única de los postes o núcleos intrarradiculares es la de suministrar una buena retención de la restauración coronal definitiva, por lo que su necesidad depende estrictamente de la cantidad de estructura coronal disponible. La resistencia a la fractura no mejora y podría sin embargo decrecer con la utilización de postes o núcleos endoradiculares.

La propuesta del uso de núcleos todavía no está bien establecida porque las variables clínicas son muy grandes. Por esto es necesario que el clínico se familiarice con las diferentes formas de construir el núcleo, las indicaciones apropiadas, los tipos de postes existentes, los materiales de relleno y de la cementación para aumentar la durabilidad de las restauraciones.<sup>6</sup>

Hoy en día los pernos o postes con matriz epoxi reforzados con fibras por sus características mecánicas son los más usados para restaurar dientes con endodoncia destruidos.

La primera cita de un sistema de reconstrucción con resinas reforzadas con fibras es de 1983, Novell propuso utilizar las fibras de carbono sumergidas en una matriz de naturaleza orgánica. Maquarti propuso el uso de filamentos de carbono sumergidos en una matriz de composite poliepoxídico DGEBA-DDM.

Duret en 1988 introdujo los postes de resina reforzados con fibras de carbono con una técnica innovadora. El comportamiento mecánico se define como anisótropo (muestra diferentes propiedades físicas cuando son sometidos a cargas direccionales distintas), por eso el módulo de elasticidad tiene un valor variable en relación con la dirección de las cargas: a lo largo del eje 90 GPa; al incidir en 30° con respecto al eje longitudinal 34 GPa y, las cargas perpendiculares 8 GPa.<sup>2</sup>

Una modificación posterior ha llevado a la introducción de pernos con características especialmente estéticas, constituidos de una matriz de fibra de carbono recubierta de fibras blancas de cuarzo.

A partir de ahí, han aparecido postes “blancos” compuestos íntegramente por fibras de cuarzo o de vidrio, con morfología “endodónica”, y posteriormente postes de fibra de cuarzo translúcidos.

Entre 1995-1996, la difusión de los postes de fibra ha aumentando. Recientemente se han fabricado y propuesto los postes FRC Postec, basados en la tecnología de las resinas reforzadas con fibras en combinación con una nueva versión de Excite DSC (en un solo paso), en versión con autoactivación, para optimizar la adhesión en el interior del conducto radicular.<sup>2</sup>

En cuanto a composites se refiere, durante la primera mitad del siglo XX, los únicos materiales que tenían color del diente y podían ser empleados como materiales de restauración estética eran los cementos de silicatos (introducidos por Thomas Fletcher en Inglaterra en 1878). A pesar de que liberaban flúor. Después fueron desarrolladas y divulgadas como una mejor alternativa de tratamiento<sup>16</sup> las resinas acrílicas restauradoras que reemplazan a los silicatos a finales de los 40 y a principios de los 50, debido a su parecido con el diente. Desgraciadamente, presentan una resistencia al desgaste baja, una contracción de polimerización alta que hace que se caigan de las paredes de la preparación y que tengan una filtración marginal elevada. La introducción de rellenos inertes fue una forma práctica de reducir la contracción de fraguado y la expansión térmica. Además los rellenos que se solían emplear tenían unos coeficientes de expansión térmica extremadamente bajos, por lo que se parecían a la estructura dentaria.<sup>20</sup>

Ante esta desventaja, surgieron las resinas compuestas o composites, disponibles hace 35 años.<sup>16</sup> marcando el comienzo de una nueva época.

Las primeras resina compuestas basadas en polimetilmetacrilato no tuvieron mucho éxito. El avance más importante se realizó cuando el Dr. Ray L. Bowen (1962), comenzó sus investigaciones reforzando resinas epóxicas con partículas de carga. Pero el trabajo alcanzó mayor éxito cuando

desarrollo un nuevo tipo de resina compuesta.<sup>16</sup> La innovación fue el bisfenol A glicidil metacrilato (bis-GMA), una resina dimetacrilato y un agente de conexión de silano orgánico que producía la adhesión entre las partículas de relleno y la matriz de resina.<sup>20</sup>

Presentaban una buena adaptación de color y podían ser pulidas. Pero poseían una alta tasa de contracción de polimerización. Y un alto contenido coeficiente de expansión térmica.

Contienen tres componentes: una matriz, un agente de unión y partículas de relleno. La matriz de relleno se mezcla con las partículas de relleno y forman un material combinado de cerámica y polímero, denominado material de composite. Por el desgaste, el pulido y la carga, las partículas de relleno se abren a la superficie del composite y se pueden desprender. Para evitarlo, las partículas deben de estar adheridas a la matriz del polímero.

Las primeras resinas compuestas que surgieron fueron activadas químicamente en un sistema pasta-pasta; pero su principal inconveniente fue que con el tiempo cambiaban de color, así como el tiempo de trabajo era muy poco y no se podían pulir bien. Es por esto que nacen los composites activados por luz, empezando por la activación ultravioleta pasando por diferentes tipos como las radiaciones ultravioletas, energía que entró en desuso por los riesgos implícitos en el uso de radiaciones ultravioletas sobre el paciente y el operador hasta llegar a la activación LED.

Actualmente los llamados composites fotopolimerizables utilizan luz de rango azul para iniciar la polimerización, activando a la canforoquinona y esta a una amina terciaria. En el espectro electromagnético esta luz se ubica en el rango de luz visible, una franja muy angosta en relación con las demás radiaciones.

Si esta franja de luz la hacemos pasar a través de un prisma se descompone en distintos colores, empezando por el violeta, el siguiente será el azul, luego amarillo, naranja y rojo, en orden de mayor a menor longitud de onda y de cantidad de energía.<sup>16</sup>

Lógicamente las resinas compuestas vienen cada año sufriendo mejoras significativas en lo que se refiere a sus propiedades físicas y mecánicas, siendo por ejemplo, veinte veces más resistentes al desgaste que las fórmulas originales.<sup>16</sup>

### 3. POSTES INTRARRADICULARES

#### 3.1 Definición de poste

Técnica o procedimiento clínico de restauración parcial o total del muñón dental en su porción coronal, con fines protésicos, conservando al máximo los tejidos remanentes, mediante la adecuación y utilización de retenedores endoradiculares. Es lo que solamente va dentro de la raíz. (Fig.1)

Entre sus sinónimos tenemos: espiga, perno, anclaje, tornillo, refuerzo intrarradicular, etc.<sup>18</sup> Son de un material de restauración relativamente rígido que se coloca en la raíz de un diente no vital, se extiende en sentido apical y sirve de anclaje al muñón que reconstruye la corona. No refuerzan los dientes. Su principal objetivo o función primordial es retener el muñón y la restauración coronal final.

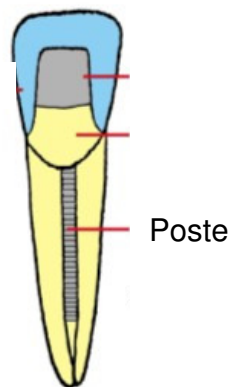


Fig.1 Poste intrarradicular<sup>18</sup>

Tiene la función tanto de retención como de protección al diente disipando o desviando las fuerzas que recorren el eje de la raíz. La retención es necesaria cuando queda una cantidad insuficiente de estructura dentaria para sostener una restauración. Y es mayor al aumentar la longitud. La protección es de vital importancia para la longevidad del diente restaurado. Puesto que las coronas de estos dientes suelen estar parcial o totalmente destruidas, las fuerzas oclusales no pueden transmitirse de manera natural al

diente restante y al periodonto. Por lo tanto se emplean para dirigir las fuerzas oclusales y laterales en sentido más apical.<sup>5</sup> Esta redistribución también nos ayuda a mantener la integridad marginal de la restauración final.<sup>5</sup>

### **3.2 Propiedades ideales**

- ❖ Protección máxima a la raíz.
- ❖ Retención intrarradicular adecuada.
- ❖ Retención máxima del muñón y la corona.
- ❖ Protección máxima del sellado del cemento del borde de la corona.
- ❖ Forma similar al volumen dental perdido.
- ❖ Propiedades similares a la dentina.
- ❖ Modulo de elasticidad similar a la dentina (no más de 4-5 veces).
- ❖ Buenos resultados estéticos.
- ❖ Alto grado de visibilidad radiológica.
- ❖ Resistentes a la fatiga.
- ❖ Recuperabilidad.
- ❖ No corrosivo.
- ❖ Biocompatibilidad.<sup>8,21</sup>

### **3.3 Forma de los postes**

Es necesario tener una idea clara sobre el tipo de poste que mejor se adapte a cada caso, es necesario tener presente las características retentivas de cada uno, así como de los factores relacionados con la distribución de las fuerzas de instalación masticación.

Pueden ser:

- ❖ Cónicos. Están íntimamente adosados a las paredes del conducto y requieren de preparaciones muy conservadoras por la forma

natural del conducto, poca retención. Tienen efecto de cuña, causando fractura radicular longitudinal. (Fig.2)

❖ Paralelos. Son más retentivos que los cónicos, producen menos tensión así como menos fracturas radiculares de tipo cortical,<sup>4</sup> distribuyen las fuerzas más favorablemente, debido a la capa amortiguadora formada por el agente cementante y/o gutapercha que rodea a los postes paralelos. Su preparación es extensa sobre todo en la zona apical.<sup>21</sup> Son los de mayor uso.<sup>8</sup> (Fig.2a)

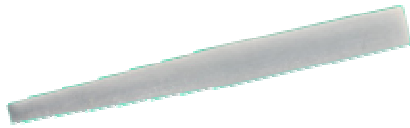


Fig.2 Poste cónico<sup>22</sup>

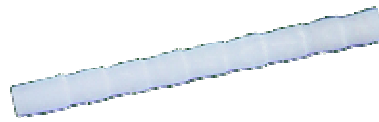


Fig.2a Poste paralelo<sup>22</sup>

❖ Híbridos. Combinación de la forma paralela en las 2/3 partes coronales de la longitud del poste y cónico en el tercio apical. Son más conservadores en apical y con buena retención.

❖ Activos (roscados). Se atornillan a la dentina, pero con peligro de fractura vertical, máxima retención.<sup>21</sup> La cementación es secundaria. Hay dos tipos; con tornillos de roscado automático que se incrusta en las paredes de la dentina de un canal ya preparado, o cortando sus propias contrarroschas. (Fig.3)

❖ Pasivos (cementados). Menos retentivos que los anteriores, prácticamente la retención se basa en el cemento o adhesión del poste a las paredes de la dentina. Dependen de la cercanía estrecha a las paredes de la dentina, pero sobre todo a la adherencia del medio cementante. Tienden a disminuir las fuerzas de la masticación de manera muy uniforme a el diente de soporte, por lo que no se produce una concentración alta de tensión. La capa de cemento tiende a actuar como un amortiguador. (Fig.3)

❖ Lisos. Poco retentivos. Son los más antiguos y los más usados.<sup>5</sup>

❖ Estriados. Retentivos pero requieren mayor diámetro.<sup>21</sup>

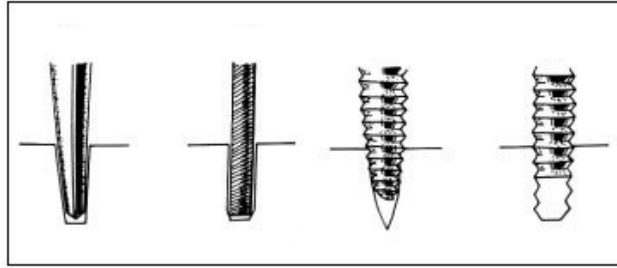


Fig.3 Postes pasivos y activos<sup>23</sup>

- ❖ Rígidos. Transmiten la fuerza funcional a la estructura dental remanente.
- ❖ Flexibles. Menor carga funcional a la estructura dental remanente.

El objetivo del diseño es conseguir una retención clínica suficiente, así como una máxima resistencia a la raíz a la aparición de fracturas (no lo contrario).<sup>8</sup>

### **3.4 Consideraciones en cuanto a uso**

- ❖ Métodos de elaboración.

- ★ Prefabricados

Clasificados de diferentes maneras, según forma, material y superficie. Actualmente están disponibles en:

- ♣ Acero inoxidable
- ♣ Titanio y aleaciones
- ♣ Zirconio
- ♣ Fibra de carbono
- ♣ Fibra de vidrio
- ♣ Fibra de cuarzo

Las características deseables de este tipo de sistema son: paredes paralelas, con dientes o superficie rugosa, pasivos, radiopacos, estéticos.<sup>6</sup>



Los criterios para este tipo de poste son: resistencia a la corrosión, retención, distribución de fuerza, seguridad y conservación de la estructura dentaria.

La ventaja de este tipo de poste es que conserva la estructura dentaria; disminuye el riesgo de fractura radicular; es más económico; la técnica es simple y el tiempo clínico es corto.

Pero a su vez tiene como inconvenientes que es menos resistente que los colados; existe un posible fallo en la interfase postemuñón.<sup>4</sup>

#### ★ Colados

Mediante una técnica directa, por lo general utilizando resina de autocurado, o mediante una técnica indirecta, a través de una impresión. Son indicados para dientes con menor remanente coronario, especialmente en altura.<sup>6</sup> Tienen la ventaja de conformarse íntimamente a la configuración del conducto preparado.<sup>2</sup> Se ha demostrado que son los que tienen mayor porcentaje a la aparición de fractura radicular.

#### ❖ Materiales.

Pueden utilizarse diferentes materiales, pero es menos importante que el diseño y tamaño (es decir la preservación de la estructura dentaria), a menos que se tenga en cuenta la estética.<sup>4</sup>

#### ★ Metálicos

A su vez hay prefabricados y colados. Los prefabricados son de acero inoxidable o de titanio, y los colados pueden ser hechos con oro, cromo-níquel, latón o titánio. Debe evitarse el uso de aleaciones como cobre-aluminio o plata-paladio ya que estas se oxidan en boca provocando pigmentación en la raíz y tejidos gingivales subyacentes esto por los productos de corrosión. Otro problema es que se detecten alergias a algunos de los componentes, así como transparencias discrómicas en restauraciones libres de metal.<sup>18</sup>

Presentan una retención activa y se utilizan con cualquier tipo de cemento. (Fig.4)



Fig.4 Poste metálico<sup>22</sup>

★ No metálicos

Están los de zirconio o de cerámica, pero no resuelven los problemas estructurales por su rigidez intrínseca. De hecho crean una concentración de tensión elevada y no uniforme que se descarga de manera irreversible sobre la estructura residual del diente. Los de resina reforzada con fibra de vidrio y/o con fibra de carbono, y los polímeros, se han propuesto como un nuevo concepto o sistema restaurador, haciendo un complejo (poste, cemento, material de reconstrucción y dentina) estructural y mecánicamente homogéneo. En 1990, Duret propuso una técnica que evitaba la unión de materiales con características biomecánicas diferentes. Hasta el momento ausencia de fracturas y el bajo número de fracasos.<sup>2</sup> (Fig.5)

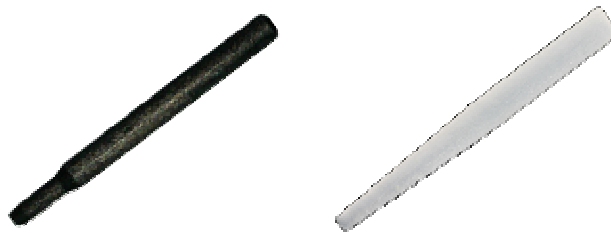


Fig.5 Postes no metálicos<sup>22</sup>

❖ Forma.

★ Cónicos.

Están íntimamente adosados a las paredes del conducto. Son de difícil remoción cuando hay que hacer un retratamiento

endodóntico. Tienen un alto porcentaje en fractura radicular, por el efecto de cuña. (Fig.6)

★ Paralelos

Son más retentivos y distribuyen las fuerzas más favorablemente, debido a la capa amortiguadora formada por el agente cementante y/o gutapercha que los rodea, sin embargo debilitan la raíz en la porción más apical.<sup>8,18</sup> (Fig.6)



Fig.6 Postes paralelo y cónico<sup>18</sup>

❖ Configuración de superficie.

- ★ Rugosos (serrados)
- ★ Lisos
- ★ Roscados (activos)

Producen tensiones en la dentina, lo cual puede llevar a la larga a la fractura radicular, por esta razón su uso es cuestionado<sup>18</sup> ya que pueden crear una fuerza de cuña importante, deberían evitarse, a menos que se necesite de retención máxima.

❖ Longitud.

Se debe tener en cuenta que el poste será más retentivo, mientras más largo sea y que distribuirá las fuerzas oclusales a la dentina por la cual esté rodeado, por lo tanto, debe ser tan largo como sea posible, dejando como mínimo 4 mm de gutapercha para mantener un correcto sellado apical. Sin olvidar lógicamente las curvaturas y los accidentes morfológicos de las raíces.

❖ **Díámetro.**

Colocado dentro de los confines del conducto tratado, en otras palabras, no se debe ensanchar más el conducto, a expensas de tejido dentario, para colocar un poste más grueso.

Ya en la práctica, haciendo uso de la radiografía, y determinada la longitud que queremos desobturar, elegimos el diámetro del poste a utilizar tomando en cuenta el diámetro apical del conducto, y no el diámetro cervical.

❖ **Agente cementante.**

El tipo de cemento no tiene significancia clínica sobre la retención del poste, es decir que podemos utilizar el material con el cual estemos familiarizados. Para postes metálicos, el cemento de primera elección será el de ionómero de vidrio modificado con resina, y si se trata de postes no metálicos, utilizaremos cementos duales a base de resina.

❖ **Sistemas antirotacionales.**

Debe evitarse cualquier sistema antirrotacional (llaves, formas geométricas a nivel de la entrada al conducto, pins, etc.). Estará dado principalmente por la forma de la preparación. En última instancia queremos que el poste rote y se desaloje, antes que fracture la raíz y la vuelva intratable.

❖ **Número de postes**

No necesitamos retención máxima, sino retención óptima, por tanto no hay que colocar más de un poste en una pieza multirradicular. Para este efecto, se escogerá la raíz más larga, más ancha y más recta.<sup>18</sup>

En general aunque el poste debe ser corto respecto a la superficie oclusal interna de la restauración coronal final, debe ser al mismo tiempo lo bastante largo para retener el muñón.<sup>8</sup>

### **3.5 Factores para la selección**

Al escoger un poste que mejor coincida con el tamaño y la forma de la raíz, se debe tener en cuenta también el tamaño y la forma del poste.<sup>5</sup>

El uso de restauraciones estéticas en odontología se debe en gran parte a la necesidad y demanda demostrada por los pacientes por obtener cada vez más restauraciones que sean compatibles con la apariencia de los dientes naturales. Tanto para mejorar los resultados como para minimizar o eliminar los problemas relacionados con los fenómenos de la corrosión y bimetalismo, se han propuesto seleccionar los postes ya sean de cerámica, de resina acética o de composite reforzado con fibras.<sup>2</sup>

Muchos odontólogos prefieren el uso de sistemas de postes prefabricados ya que son una opción más práctica, menos costosa, y en algunos casos, menos agresiva para los tejidos dentarios cuando se les compara con los postes y muñones colados. Una de las principales ventajas de los postes prefabricados es que permiten el uso de resinas para la reconstrucción del muñón estético, el cual puede ser colocado en una sola cita reduciendo así los costos del laboratorio y el tiempo invertido en el procedimiento restaurador.

Así como también debemos de tomar en cuenta: (Fig.7)

1. La longitud de la raíz. Se ha demostrado que ha mayor longitud del poste, mejor es la retención y la distribución de stress (siempre conservando de 3-5mm para el sellado apical).

2. Diámetro del poste. Las preparaciones deben ser lo mínimo necesarias. Este debe ser compatible con el diámetro del conducto, el espesor de dentina remanente no debe ser disminuido al punto que comprometa la resistencia de la raíz. Se sugiere además, que el diámetro del poste no debe exceder un tercio del diámetro radicular.<sup>19</sup>

3. Estructura coronal. Debe haber como mínimo 1,5-2 mm de estructura dental sana en el margen para la posterior reconstrucción. Además, se ha observado que manteniendo esta misma cantidad de tejido

sano en sentido vertical, se proporciona un efecto “férula”, que mejora la retención de la restauración.

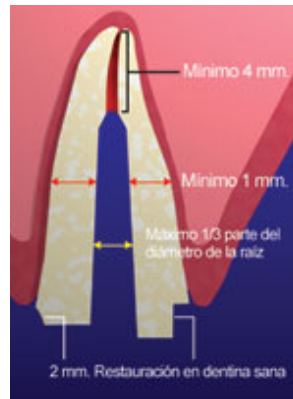


Fig.7 Características ideales para el poste<sup>19</sup>

4. Material del poste. Para un óptimo resultado, debe tener propiedades físicas similares a las de la dentina, capacidad de adherirse a la estructura dentaria, ser biocompatible con el entorno oral, también ser resiliente que actúe como amortiguador de fuerzas transmitiendo el mínimo estrés a la estructura dentaria remanente. Actualmente los sistemas de fibra de vidrio son los que mejor cumplen con todos estos requisitos.

5. Anatomía dentaria. El requisito que debería cumplirse es que las paredes radicales sean rectas en sus dos tercios cervicales, evitando así colocar postes en conductos con una curvatura pronunciada de sus raíces.<sup>19</sup> Conocer las características anatómicas para elegir el diseño, diámetro y longitud del poste, para evitar el riesgo de perforaciones.

### **3.6 Preparación del conducto**

El mejor método sin modificar el sellado apical es con instrumentos manuales calientes, el método más rápido es con rotatorios. Lo ideal es la combinación de ambos.<sup>21</sup>

El conocimiento de la anatomía interna es, por lo tanto, de primordial importancia para la restauración de los dientes.<sup>6</sup>

Los parámetros estándar son:

- a) Dos tercios de la longitud del conducto.
- b) Una distancia igual a la longitud coronal del diente.
- c) La mitad de la longitud con soporte óseo de la raíz.

La morfología de la raíz desempeña un gran papel en la determinación de la longitud del poste. Para diseñar la longitud, el factor más obvio es la longitud total de la raíz. Pero también son aspectos igualmente importantes la conicidad de la raíz, la curvatura y su forma transversal. Para evitar la perforación y aumentar la resistencia a la aparición de fracturas, alrededor del extremo apical del poste la raíz debe tener más de 1 mm de estructura dental. Para colocarlo es imprescindible conocer la morfología de la raíz de cada diente.<sup>5</sup> Cuanto más largo sea el poste, mayor será la retención.

La dimensión vertical o longitud ideal debe ser de las 2/3 partes de la longitud de la raíz o la mitad de la distancia radicular dentro del hueso, respetando los últimos 3-5 mm de sellado apical. Ya que si se coloca más cerca de esta distancia en relación con el ápice, existe el riesgo de fracaso del sellado y, por consiguiente, de la restauración. Así como también la altura del hueso alveolar también influye. Al extenderse el poste apicalmente respecto a la cresta alveolar, las fuerzas oclusales generan un riesgo mínimo para la estructura dental restante y el hueso adyacente.<sup>8</sup>

Mejor no ensanchar más allá del espacio creado durante el tratamiento. Debe de reducirse al mínimo, sin olvidar que el diente se debilita a medida que se elimina estructura dentaria.<sup>4</sup>

Al ir ensanchando el conducto como regla general, el ensanchador no habrá de ser mayor de un tercio del diámetro de la raíz en la unión amelocementaria y deberá tener un grosor mínimo de estructura dentaria alrededor del poste en la parte media de la raíz y más allá.<sup>3</sup>

Considerar el calor generado durante la preparación del conducto.<sup>5</sup>

El efecto férula es definido como un collar que rodea la periferia del diente, y que por esa característica de abrazamiento, evita que la corona se separe en varios fragmentos. El primer autor que lo describió, fue Rosen, en

1961 seguido más tarde por Shillingburg en 1970. Sin embargo ellos hablaban de un “contrabisel” preparado en el muñón remanente, que al ser abrazado por el muñón falso, mantendría al diente unido, como lo hacen los cinchos en un barril. No fue sino hasta 1990 en que Sorensen describió todos y cada uno de los factores que deben ser tomados en cuenta, y que son: (Fig.8)

1. **1 mm en altura.-** Debe existir por lo menos 1 mm de altura, en sentido coronal, a partir de la línea de terminación. Algunos autores hablan de hasta 2 mm.
2. **1 mm de ancho.-** Desde la pared del conducto, hasta la pared externa de la preparación, debe haber por lo menos 1 mm de grosor.
3. **360 grados.-** Las medidas antes mencionadas deben ser consideradas en toda la periferia del diente, es decir, en los 360 grados del mismo.
4. **Paredes paralelas.-** La preparación debe ser lo más paralela posible.
5. **Unión tope.-** En la unión del muñón falso con el muñón remanente de dentina, debe prepararse una unión tope y no una junta deslizante, para evitar que en cualquier instancia, el muñón falso/poste se intruya en la raíz.
6. **Dentina sana.-** Lo anterior, debe ser logrado en dentina sana.<sup>18</sup>

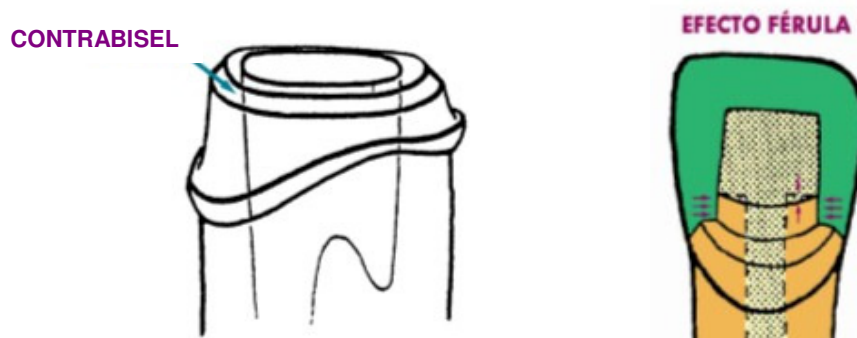


Fig.8 Efecto férula<sup>18</sup>



Para la cementación del poste podemos seguir los pasos siguientes:

1. Lavar el conducto radicular con hipoclorito de sodio y secar con puntas de papel.
2. Aplicar el ácido grabador con un pincel en las paredes del canal radicular durante 15 segundos.
3. Lavar conducto con agua y secar con puntas de papel.
4. Aplicar el adhesivo en las paredes del canal y dejar actuar durante 10 segundos.
5. La espiga es cementada tanto con resina autopolimerizable o resina dual fotopolimerizable, ionómero de vidrio o cementos convencionales como el cemento de fosfato de zinc.

Modelado de la reconstrucción:

1. Grabar esmalte remanente con ácido forfórico el 37% durante 30 segundos.
2. Acondicionar con agentes de unión.
3. Modelar la reconstrucción con resina, compómero, cerómero, ionómero.<sup>1</sup>

### ***3.7 Consideraciones para la colocación***

Los postes idealmente deben aproximarse la rigidez de la dentina (módulo de elasticidad es de 18 Gpa), para favorecer la distribución de fuerzas oclusales de forma uniforme a lo largo de la raíz. Los postes que mejor distribuyen el estrés oclusal son los de mayor longitud, con diseño liso combinado y de diámetro no superior a dos tercios del diámetro radicular. La forma del canal radicular puede ser circular, elíptica o con paredes divergentes, esto debe ser tomado en cuenta en la elección.<sup>6</sup>

La dureza frente a la fractura, la resistencia a la flexión y la fragilidad son las propiedades físicas que describen la capacidad de los pernos para impedir un fracaso clínico por deformación excesiva, flexión permanente o fractura del poste.

Así como debemos evaluar:

- ❖ Largo y forma de las raíces.
- ❖ Pérdida de la estructura coronal.
- ❖ Soporte periodontal.
- ❖ Condición del tratamiento endodóntico.
- ❖ Cuando la estructura remanente es menor de la mitad de lo que corresponde a la corona original.
- ❖ Cuando la estructura dentinaria remanente se observan líneas de fractura.
- ❖ Si la oclusión a la que va a ser sometido el diente es fuerte, como en el caso de bruxistas, es necesario la utilización de un poste para favorecer la resistencia a las fuerzas laterales.

La forma de la raíz y el sistema de canales es un importante factor a ser considerado. Raíces curvas o cortas no permiten longitud adecuada del retenedor y los resultados son menos favorables. Canales elípticos o de paredes muy divergentes no son adecuados para usar postes prefabricados, ya que el espesor del cemento sería mayor que el deseable.<sup>6</sup>

La posibilidad de reconstruir con un perno de fibra apenas terminado el tratamiento del conducto y de adaptar la restauración provisional en la misma sesión disminuye la incidencia de infiltración bacteriana.<sup>2</sup>

## 4. FIBRAS

### 4.1 Tipos de fibras

Los tipos de fibra que se utilizaron inicialmente fueron:

❖ *Vidrio.*- Que se compone básicamente de silicio, aluminio y óxidos de magnesio. Presentan las mismas propiedades con independencia de la dirección de la carga, pero sus propiedades de flexión son superiores a las fibras de polietileno. Este tipo de fibra generalmente se utiliza en el laboratorio.<sup>2,6</sup>

❖ *Polietileno.*- Tienen excelentes propiedades mecánicas para la tensión, pero inadecuadas para la compresión. Poseen coloración blanquecina con características camaleónicas, son biocompatibles, tienen alta resistencia, alto peso molecular, son dos veces más fuertes que el acero y pueden ser trenzadas, unidireccionales o entretrenzadas. Son tratadas con plasma de gas frío, con el fin de permitir un aumento de su actividad, haciendo una interacción química y física con las resinas compuestas. Estas fibras deben ser manejadas cuidadosamente con una pinza para evitar contaminación de la superficie tratada.

❖ *Carbono.*- Es un material de alto desempeño y el refuerzo más comúnmente utilizado en los composites avanzados con matriz polimérica. Tienen como ventaja una gran resistencia, aunque su color grisáceo en la mayoría de las veces perjudica el resultado del trabajo.<sup>2,6</sup>

### 4.2 Característica de la estructura de las fibras

Tienen una arquitectura y orientación con diferentes características:

❖ *Unidireccionales* permiten el paso de la luz a la hora de cementarlos. Presentan fibras paralelas con la misma dirección. Tienen gran resistencia a la flexión, por lo que se usan para las prótesis fijas. Durante la manipulación pueden separarse siendo una ventaja o desventaja según la técnica que se usara.

❖ *Entrelazadas* o *malla* son fibras que corren perpendicularmente.<sup>6</sup> (Fig.9)



Fig.9 Fibras entrelazadas<sup>6</sup>

❖ *Trenzadas* presentan manojos de fibras, enmarañados como una trenza de cabello. (Fig.10)



Fig.10 Fibras trenzadas<sup>6</sup>

### **4.3 Propiedades mecánicas**

Para obtener un mejor desempeño mecánico de las fibras se debe tener en consideración la dirección de estas así como el volumen en la composición a la influencia en su longitud.

Las fibras distribuyen y disipan las fuerzas en la estructura a la cual fue incorporada, disminuyendo y homogenizando la tensión transmitida a los soportes, también puede servir como transmisores ópticos de una estructura, conduciendo la luz dándole ventajas en la confección de núcleos intrarradiculares.

Las fibras pueden ser para sustituir estructuras metálicas; presentan mejor estética, las prótesis reforzadas con fibras presentan más resistencia que las no reforzadas. Pueden ser utilizadas de manera directa o indirecta.

Cuando son usadas como refuerzo intra-conducto, minimizan la propagación de tensión a la raíz.<sup>6</sup>

Tienen el módulo de elasticidad más parecido al de la dentina, por lo tanto son los que menos posibilidades tienen de ocasionar fracturas radiculares.<sup>17</sup>

Son heterogéneas y anisotrópicas, lo que significa que sus propiedades dependen de la dirección de la carga aplicada con relación a la orientación de la fibra. La resistencia mejorará con las siguientes características:

- ❖ *Más volumen por fracción de fibras*
- ❖ *Distribución uniforme de las fibras*
- ❖ *Más incorporación de resina en las fibras*<sup>6</sup>

#### **4.4 Fibras de vidrio**

En sus diferentes formas, han presentado el sistema más común de refuerzo de las matrices poliméricas y ya en la década de los sesentas se estudiaron como refuerzo de resina para bases protésicas. (Fig.11)

Están disponibles en diferentes composiciones químicas. Las fibras comunes son las de sílice y contienen otros óxidos (calcio, boro, sodio, aluminio, hierro, etc.). Son las más estéticas y se pueden utilizar ampliamente en los flancos y en las bases de las prótesis removibles. Pueden resultar más afectadas por el debilitamiento hidrolítico en un ambiente húmedo, así como su resistencia y tenacidad son inferiores.

Son menos resistentes y su módulo es menos en comparación con las fibras de cuarzo, carbono y boro.<sup>2</sup>

Permiten la adhesión a la dentina remanente. Según Sedano (2001) los postes reforzados con fibras de vidrio al presentar entre el 60% a 70% del volumen mejoran la resistencia a la fatiga.

Sus indicaciones serían coronas unitarias, que conserve gran parte de su estructura coronal, cuando exista la necesidad de retención adicional o

cuando la morfología de la raíz permita la preparación adecuada para recibir otro tipo de poste. Entre las contraindicaciones en postes de extremo libre, conductos elípticos.<sup>18</sup>

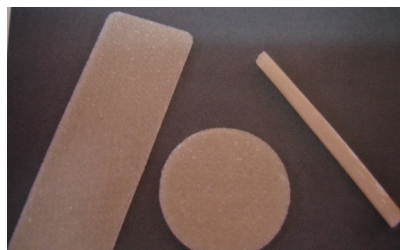


Fig.11 Formas de fibras<sup>24</sup>

Tienen ventajas como:

- ❖ Resistencia a la fatiga.
- ❖ Biocompatibles.
- ❖ Reconstrucción completa asociada a un composite en una sesión clínica.
- ❖ Ausencia de fenómenos de corrosión que pueden conllevar filtraciones y alteraciones de dentina radicular.
- ❖ Homogeneidad mecánica y química de los diferentes componentes de la reconstrucción.
- ❖ Adhesión a la estructura dentaria.
- ❖ Preparación más conservadora con posibilidades de ser adheridos al tejido remanente.
- ❖ Fácil remoción en caso de retratamiento.
- ❖ Baja conductividad térmica y eléctrica.
- ❖ No existe dilatación térmica.
- ❖ Alta resistencia a la tensión y flexión.

- ❖ Comportamiento químico satisfactorio a temperaturas bucales.
- ❖ Permiten la transmisión de la luz permitiendo el uso de cementos duales.

- ❖ Estética.

Entre sus desventajas:

- ❖ Menores propiedades mecánicas sobre todo en las fuerzas de cizalla.<sup>18</sup>

## 5. COMPOSITES

Por definición; combinaciones tridimensionales de por lo menos dos materiales químicamente diferentes, con una interfase distinta; es una mezcla de muchos componentes; en este caso, una mezcla de matriz orgánica y rellenos inorgánicos, tratados con un silano órgano-funcional para poder unirse con el orgánico. (Fig.12)



Fig.12 Componentes de los composites<sup>24</sup>

Nos ofrecen diferentes ventajas como; una fácil manipulación, elevada adhesión a las estructuras dentales, siempre y cuando este acondicionada, produciendo un engranamiento micromecánico con la dentina parcialmente desmineralizada, con la formación de un área de interdifusión de la resina o capa híbrida,<sup>6</sup> y adecuadas propiedades mecánicas, casi idénticas a las de la dentina. Siguiendo las recomendaciones para el terminado, se lograrán superficies tersas y lisas, que disminuirán la posibilidad de atrapar contaminantes y se verán más estéticas y naturales.

Sin embargo presentan desventajas intrínsecas; como la contracción durante la polimerización, una escasa estabilidad dimensional, ya que absorben agua en condiciones de humedad. Pero en un muñón protésico bien sellado por la corona provisional o definitiva, se minimiza este fenómeno. Y el coeficiente de expansión térmica es 2-10 veces superior a los valores de las estructuras dentales.<sup>2</sup>



## 5.1 Composición

Por su fácil manipulación y una gran resistencia a la compresión se han convertido en el material de elección, no solo para la reconstrucción de muñones.

Presentan capacidades de adhesión siempre y cuando los tejidos dentales estén acondicionados, de resistencias adecuadas y rápido fraguado. Sin embargo sus desventajas son la tendencia a la microfiltración y la baja estabilidad dimensional.

La adición de partículas de titanio y lantánidos mejoran las propiedades mecánicas.

Generalmente formadas por tres componentes: primero, la *matriz*, que es de resina orgánica, pigmentos, controladores de viscosidad, iniciadores de polimerización, aceleradores e inhibidores; segundo, *la fase dispersa*, que consiste en un material de carga inorgánico, conteniendo a veces, partículas de polímero y colorantes; y tercero, *la interfase*, un agente de unión que se adhiere tanto a la carga inorgánica como a la matriz.

Se emplea por primera vez en los años cuarenta las resina acrílicas restauradoras, compuestos de **metil-metacrilato o MMA** con sistema polvo-líquido y activación química, pero su baja resistencia a la abrasión, la permeabilidad de los márgenes y una tendencia a la tinción fueron la razón del comienzo de investigaciones en donde se le incluyó en 1951 partículas de relleno de  $Al_2O_3$  con el objeto de reducir la contracción de polimerización, lamentablemente no dio los resultados esperados.<sup>16</sup>

Ante estas desventajas, surgieron las resinas compuestas o composites. Definida como una combinación de materiales, formada generalmente por dos constituyentes que son insolubles entre si. Están disponibles hace 35 años, siendo su desarrollo como material restaurador a finales de los años 50, cuando Ray Bowen comenzó sus investigaciones reforzando resinas epóxicas con partículas de carga. Su trabajo alcanzó su éxito mayor cuando la molécula orgánica **Bis-GMA** (bisfenil glicidil

metacrilato) fue desarrollada, a través de la combinación de las ventajas de las resinas epóxicas y de los acrilatos. Satisface plenamente las funciones como matriz resinosa. En 1964 se tiene la primera resina con este sistema en forma de polvo líquido (Addent de 3M) y 5 años después fue lanzada en forma de pasta/pasta (Adaptic de J&J).

La alta flexibilidad de la molécula **TEGDMA** reduce la viscosidad y adherencia de la matriz, lo que aumenta el riesgo de sedimentación del relleno. No obstante, cabe aumentar la viscosidad añadiendo más relleno, lo que disminuye al mismo tiempo la contracción. Aumenta la probabilidad de que sus dobles grupos roten y así, durante el secado, reaccionen con otras uniones.

Con el creciente uso se han desarrollado sistemas específicos para esta finalidad. Su función es distribuir los esfuerzos sometidos a la corona a lo largo del poste y de la raíz. Cuanto mayor el módulo de elasticidad, mayor la rigidez del material, menor será la deformación permanente bajo la acción de esfuerzos. Tanto el módulo de elasticidad, resistencia a la compresión y a la tracción deberán tener valores próximos al de la dentina.

Lógicamente las resinas compuestas vienen a cada año sufriendo mejoras significativas en lo que se refiere a sus propiedades físicas y mecánicas, siendo por ejemplo, veinte veces más resistentes que las fórmulas originales.<sup>16</sup> La composición la podemos ver en el cuadro no.1.

Cuadro no.1 Componentes de los composites.

Monómero o matriz resinosa	Dimetacrilato aromático (Bis-GMA, UDMA)
Partículas de carga	Cuarzo, cristal de Ba, Sr y Zr, silica de tamaño coloidal, silicato de Zn
Diluyente	Metacrilato de metilo
Activadores	Térmicos Químicos Fotoquímicos Luz ultravioleta Luz visible
Iniciadores	Resinas termocurables Peróxido de benzoilo Resinas autocurables Peróxido de benzoilo/amina Resinas fotocurables Para luz ultravioleta Benzofenoles Para luz visible Cetonas aromáticas
Relleno	Silicato Dióxido de silicio
Tratamiento del relleno	Agentes de enlace Vinilo silano Gamma metacriloxipropilsilano
Inhibidores o estabilizadores	Quinona (hidroquinona) Éter monomotílico de la hidroquinona
Material radiopaco	Fluoruro de bario
Modificadores ópticos	Óxido de aluminio, dióxido de titanio
Pigmentos	

## **5.2 Rellenos**

El principal propósito es reforzar la resina compuesta y reducir la cantidad de material de relleno.<sup>20</sup> Las partículas empleadas se fabrican deshaciendo grandes fragmentos de cuarzo, vidrio, así como también; sílice coloidal y silicato, y en menor medida silicato precipitado. Una segunda posibilidad consiste en la caída de partículas en un fluido o en una mezcla de gases encendida. Los rellenos se agregan con el objeto de mejorar sustancialmente las propiedades del material siempre y cuando estén bien adheridas a la matriz, como: aumentar la resistencia y dureza, reducir el coeficiente de expansión térmica, la contracción de polimerización y la absorción acuosa, facilitar la manipulación y dar radiopacidad.<sup>15</sup> El tamaño de las partículas en un composite es importante, ya que influye en las propiedades del material, como la resistencia y las condiciones de la superficie.<sup>16</sup> Otro beneficio es que la contracción de fraguado está en relación directa con la fracción volumétrica del relleno.<sup>20</sup> Muchas propiedades físicas (resistencia a la fractura, al desgaste y contracción a la polimerización) mejoran cuando se aumenta la cantidad de relleno.<sup>9,10</sup>

Los materiales utilizados deben tener los siguientes requisitos:

- ❖ Incoloro
- ❖ Resistente a la disolución en agua o sustancias químicas (condiciones bucales)
- ❖ Índice de refracción entre 1.45 y 1.55
- ❖ Sin problemas toxicológicos
- ❖ Alta dureza
- ❖ Efecto de refuerzo al polímero<sup>15</sup>

## **5.3 Clasificación**

Existen muchas formas de clasificarlas, siendo el más usual el tipo de carga utilizada (fase dispersa).<sup>16</sup> La capacidad de pulido y la resistencia al desgaste aumentan cuando los tamaños de partículas son menores.<sup>10</sup>

### **5.3.1 Macrorrelleno**

Este grupo de resinas se desarrollo durante los años 70 y se modificó ligeramente a lo largo de los años.<sup>20</sup>

Fueron las primeras utilizadas para obturación de dientes anteriores, actualmente en desuso, constituyeron la base de las resinas compuestas actuales.<sup>15</sup>

Denominadas así debido al tamaño de las partículas, que varían de 15 a 100 micrómetros ( $\mu\text{m}$ ) también conocidas como tradicionales o convencionales.<sup>16</sup> Las partículas más utilizadas son; el sílice amorfo pulverizado, el cuarzo inorgánico o actualmente los rellenos más blandos y de menor tamaño, los cristales de estroncio o bario que permiten mejorar el pulido con menor riesgo de rugosidad y tinciones. (Fig.13)

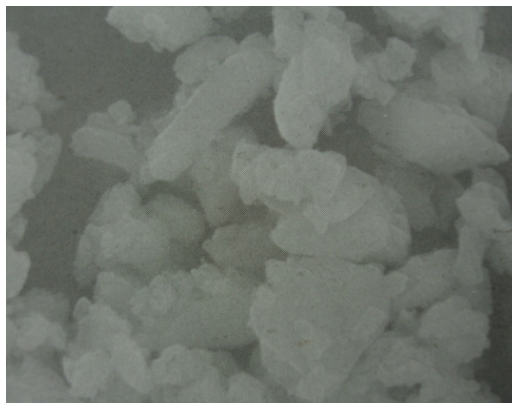


Fig.13 Partículas de macrorrelleno<sup>24</sup>

Se caracterizan porque sus partículas pueden fracturarse y ser desalojadas de manera selectiva de la matriz orgánica, cuyo desgaste es más rápido. La unión entre la matriz y las macropartículas es débil, propensa a la hidrólisis. Presentan poca resistencia al desgaste, este puede ser por pérdida de resistencia, adhesión y desintegración química o corrosión. Debido a las grandes dimensiones de las partículas de carga, son difíciles de pulir y después de cierto tiempo en la cavidad bucal, se tornan ásperos por la desintegración de la matriz orgánica, facilitando el manchado prematuro.<sup>15</sup> La

pobre textura superficial es probablemente la mayor razón del pobre desempeño clínico, cuando se encuentran bajo tensiones oclusales.<sup>16</sup>

Sin embargo la capacidad para imitar las propiedades ópticas del diente es buena incluso en una capa muy fina. Pero como contiene poca resina el cambio de color es eventual y resulta inapreciable, pero su microrrugosidad superficial hace que retenga con facilidad sustancias cromógenas, y se mancha rápidamente en la cavidad bucal.

### **5.3.2 Microrrelleno**

Fueron desarrollados a finales de los años setenta,<sup>10</sup> con el fin de remediar los problemas del pulido presentes en los composites de macrorrelleno. Contienen pequeñas partículas de relleno inorgánico ( $\text{SiO}_2$ ) con un tamaño medio. El relleno va 0.04 a 0.10  $\mu\text{m}$ . Dentro de estas podemos encontrar microrrelleno homogéneo, basados en sílice pirogénica (ceniza) o sílice coloidal, unida a una matriz orgánica. Tienen buena resistencia al desgaste y clínicamente sólo se ha observado una deformación plástica de la matriz orgánica. Por lo general esta categoría de resinas presentan unas propiedades físicas y mecánicas superiores.<sup>20</sup> (Fig.14)

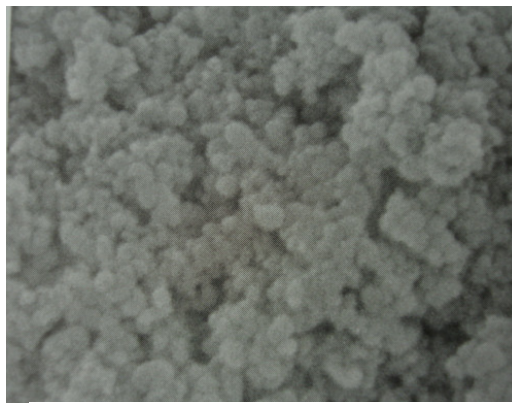


Fig.14 Partículas de microrrelleno<sup>24</sup>

Otras resinas utilizan microrrellenos no homogéneos con complejos aglomerados que solo son diferentes en estructura en comparación con los

microrrellenos tradicionales, lo cual permite aumentar su contenido, proporcionando excelentes cualidades de acabado y un mayor grado de pulido parecido a la textura del esmalte, que se mantiene por un tiempo indefinido. La abrasión es mínima a lo largo del tiempo. Son propensas a la hidrólisis.

Al no contener amina terciaria no hay cambios intrínsecos de color y, cuando están bien pulidos, tampoco se manchan.

Existen microrrellenos de partículas esféricas. Con este tipo se puede lograr un mayor relleno de la matriz orgánica obteniendo una buena manipulación aunque el volumen de relleno es elevado. Y después de polimerizado las esferas se incorporan a la matriz orgánica.

También hay las resinas que contienen microrrellenos no homogéneos con partículas prepolimerizadas fragmentadas, con el objeto de aumentar la carga inorgánica máxima, así como el porcentaje o volumen del relleno sin influir en las propiedades de manipulación y viscosidad de la mezcla.<sup>15</sup> Y actualmente se emplean los de tipo heterogéneo se fabrican de modo que aumente la carga de relleno.<sup>10</sup>

Ante contactos oclusales fuertes, sufre desintegración química, las partículas prepolimerizadas se vuelven quebradizas y se produce hidrólisis sobre la superficie de la interfase y fragmentación de las partículas prepolimerizadas.

Las resinas de microrrelleno se utilizan en obturaciones estéticas. Pero se debe tener en cuenta y especial cuidado en el acabado de la obturación, por que al ser muy sensibles a una mala técnica, se pueden deteriorar fácilmente.<sup>15</sup>

Aunque la calidad final de los microrrellenos supera ampliamente a la de los macrorrellenos, su mayor contenido de resina comporta propiedades físicas menos favorables. Es decir muestran coeficientes de expansión térmica, contracción de polimerización, absorción de agua mayores y resistencia menor que la de sus homólogos macrorrelleno.<sup>10</sup>

### **5.3.3 Híbridas**

Ante los inconvenientes presentados por las resinas con macrorrelleno tradicionales, se les agregaron rellenos más pequeños, redondeados, blandos y con una distribución de tamaños más apropiada, permitiendo agregar un porcentaje mayor de relleno por unidad de volumen, mejorando las características de manipulación, superficie acabada más lisa y terminado más rápido.<sup>15</sup> Por lo cual podríamos decir que estas resinas consisten en una combinación de partículas de macro y microrrelleno con características de ambas y de ahí su nombre. También se les conoce como híbridos de partícula ultrapequeña o microhíbridos. Están conformadas por grupos poliméricos (fase orgánica) reforzados por una fase inorgánica de vidrios de diferente composición y tamaño, constituyendo el 60% o más del contenido total. Las partículas de relleno, típicamente consisten en un vidrio de 1 a 3  $\mu$  de tamaño, más sílice de 0.04  $\mu$ . En la actualidad son las más utilizadas, debido a que se aproximan al material compuesto ideal. (Fig.15)

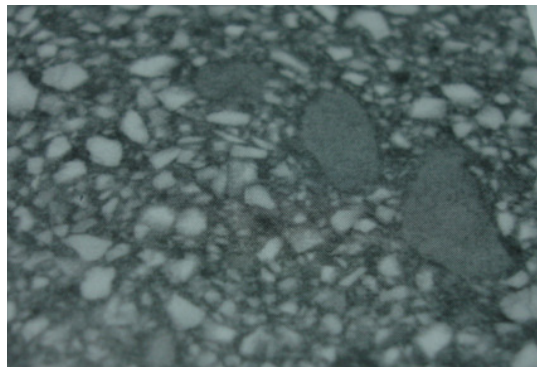


Fig.15 Partículas Híbridas<sup>24</sup>

Muestran una opacidad muy baja favoreciendo el mimetismo pero los hace poco apropiados para cubrir discromías dentales. Y su resistencia ante la fractura es alta.

Aunque como todo también tienen sus desventajas como por ejemplo la superficie de la obturación se torna áspera con el tiempo por el desgaste de la resina o matriz orgánica, así como pierden brillo inicial



después de varios meses en la cavidad bucal.<sup>15</sup> Por el mismo desgaste se forma microrrugosidad superficial haciendo que tiendan a retener pigmentos y esto hace que se manchen con facilidad.

Debido a su gran variedad de esta clase de materiales, es interesante dividirlos en: híbridas de pequeñas partículas, híbridas de minipartículas (submicrométricas) e híbridas con alta cantidad de carga (pesadas) o fuertemente cargada.

Híbridas de pequeñas partículas poseen un promedio de tamaño que varía entre 1 y 5  $\mu\text{m}$  presentan buenas calidades de pulimento y resistencia al desgaste.

Las de minipartículas o submicrométricas poseen una estrecha distribución de partículas menores de 1  $\mu\text{m}$ , además de poseer alta incorporación de micropartículas que pueden ser añadidas directamente o a través de partículas prepolimerizadas, permiten un mayor porcentaje de carga y mejor capacidad de pulido.

El tercer grupo de resinas híbridas con alta cantidad de carga (pesadas) o fuertemente cargada al incorporarles partículas inorgánicas les confieren un refuerzo de partículas máximo lo que da como resultado alto módulo de elasticidad, se deforma muy poco bajo tensión,<sup>16</sup> permite conseguir un estrecho empaquetamiento, reduciendo al mínimo la cantidad de resina reforzada con microrrelleno que queda entre las partículas. Aunque son muy duraderos y apropiados para áreas de soporte de carga, el tamaño de partículas de relleno (entre 10-25  $\mu\text{m}$ ) hace que presenten una capacidad de pulido menor que los dos grupos anteriores.<sup>10</sup> Por poseer macrorrelleno la mayoría no poseen un alto grado de pulimento.<sup>16</sup> En los casos de estética resulta especialmente exigente y tiene sus limitaciones. La principal es su escasa capacidad para mantener el pulido, además de que no imita bien la superficie del esmalte. Es por esto que están indicados en áreas posteriores con contacto oclusal o proximal y como capa de refuerzo lingual o para la reconstrucción de muñones.<sup>10</sup>

### **5.3.4 Nanorrelleno**

Uno de los más importantes avances en los últimos años en los rellenos es la aplicación de la nanotecnología en las resinas compuestas. Las partículas que se emplean poseen entre 20 y 70 nm y se obtienen a través de un proceso de sílice coloidal. No son nuevas dentro de la tecnología de los materiales dentales aunque si es novedoso el tratamiento superficial con silanos que las integran a la matriz orgánica del composite y que evitan que se aglomeren. Nanotecnología es conocida como la producción y manipulación de materiales y estructuras en un rango de 0.1 -100 nanómetros por varios métodos físicos y químicos.<sup>13</sup> Esta nueva tecnología nos da un incremento en estética, resistencia y durabilidad.<sup>12</sup> Muestran una alta translucidez, alto pulido que este se mantiene por más tiempo, similar a los composites de microrrelleno.<sup>14</sup> Así como un elevado módulo de elasticidad, incrementa las propiedades mecánicas, resistencia a la fractura, reduce la contracción a la polimerización. Por otro lado, el pequeño tamaño de las partículas de relleno aumentan las propiedades ópticas, porque su diámetro es una fracción de la longitud de onda de la luz visible (0.4 – 0.8  $\mu\text{m}$ ) indetectable para el ojo humano. Por lo tanto, se comportan como transparentes, dejando así que la luz las atraviese sin reflejarse en ellas. Se recomienda el uso de composites con nanorrelleno tanto para restauraciones posteriores como anteriores.<sup>11,13</sup>

Las nanopartículas tienen comportamientos atípicos de sólidos. Se comportan como líquidos: una composición de un composite exclusiva de nanopartículas generará un líquido viscoso transparente. Cuanto más nanopartículas se incorporen, más líquido será ese material.

Por esta razón se podrán incorporar en un composite y no modificarán la viscosidad, tal vez hasta la vuelva más fluida.

Pero estas características, ser transparentes y comportarse como líquidos, las invalidan como material de relleno único: deben acompañarse de

partículas más grandes, de tamaño promedio de 1 micrón. Estas partículas actuarán como soporte o andamiaje para las nanométricas y:

- ❖ Otorgar la viscosidad al material, regular la consistencia.
- ❖ Dar el color y la opacidad.
- ❖ Dar radiopacidad.

### **5.3.5 Reconstrucción de muñones**

Se han introducido modificaciones en los composites con gran cantidad de relleno para alterar la viscosidad y su tiempo de fraguado, con el objeto de conseguir materiales para la reconstrucción de muñones que se adapten bien a los pins y los postes.

Cuando se ha perdido parte o la totalidad de la corona, es necesario restaurarlo preparando un muñón artificial, y después tomarlo de base para la colocación de una corona artificial. Para este fin se han usado muchos materiales pero la resina compuesta es de los más versátiles de todos. Tiene resistencia adecuada, se cortan igual que la dentina.<sup>15</sup>

La ventaja es que puede ser preparada de inmediato. Así como proporciona unión a las estructuras dentarias y su técnica de colocación es relativamente sencilla.<sup>4</sup>

Vienen en tres tipos básicos: autocurado, fotocurado y curado dual. Las características de las autocurables es que se utilizan poco por el menor endurecimiento comparado con los otros dos. Se indican en áreas de presiones grandes donde la luz no los puede alcanzar o usando una corona transparente como matriz. Los de fotocurado son muy eficientes en un curado profundo, y los de curado dual pueden ser los mejores ya que ofrecen ambos métodos de curado.

En su mayoría contienen gran cantidad de partículas de relleno para dar resistencia a las fuerzas de deflexión y a las tensiones de cizallamiento, motivo por el cual dan superficie rugosa.<sup>15</sup> El principal inconveniente es que está sometido a la absorción de agua (escasa

estabilidad dimensional) pero en un muñón bien sellado se minimiza este fenómeno y microfiltración.

Así como también se contraen; el coeficiente de expansión térmica es 2 -10 veces superior a los valores de las restauraciones dentales.<sup>2</sup>

Con el desarrollo de los sistemas postes prefabricados han surgido materiales específicos para esta finalidad. Las propiedades deseables son:

- ❖ Biocompatibilidad
- ❖ Ausencia de corrosión
- ❖ Liberación de flúor
- ❖ Adhesión a las estructuras dentales
- ❖ Compatibilidad química con el sistema de poste
- ❖ Estabilidad dimensional
- ❖ Alto módulo de elasticidad<sup>6</sup>
- ❖ Adecuadas propiedades mecánicas algunas casi idénticas a la dentina<sup>2</sup>
- ❖ Resistencia compresiva, a la tracción y a la deformación
- ❖ Dureza
- ❖ Adecuado tiempo de trabajo
- ❖ Posibilidad de reparación inmediata
- ❖ Bajo costo
- ❖ Estética<sup>6</sup>
- ❖ Fácil manipulación
- ❖ Control del producto durante las fases clínicas<sup>2</sup>

La función es la de distribuir los esfuerzos sometidos a la corona a lo largo del poste y de la raíz. La altura de la contención por la dentina cervical al núcleo interactúa con las propiedades mecánicas del material. Cuando los márgenes de la corona están puestos luego debajo del término del núcleo, los esfuerzos oclusales son transmitidos directamente al conjunto poste-núcleo.

La adición de partículas de titanio y lantánidos en este tipo de resinas parece haber mejorado las propiedades mecánicas. La contracción de polimerización fue minimizada con relación al diente por los nuevos adhesivos dentinarios; pero pueden ser creados espacios en las interfases entre la resina compuesta y el poste. La alta absorción de humedad compromete la estabilidad dimensional.<sup>6</sup> Presentan microfiltración y no son tan estables dimensionalmente esto en comparación con la amalgama.

En un reciente estudio, se ha demostrado que, en el caso de un cementado adhesivo de coronas de cerámica, los materiales realizados específicamente para la reconstrucción del muñón, ya sea auto o fotopolimerizable, se comportan de modo por completo análogo a la dentina y al esmalte.<sup>2</sup>

### **5.3.6 Sistemas iniciadores**

Se pueden clasificar en tres:

#### *a) Autocurables o de curado químico*

También llamadas de curado en frío, se basen en el sistema peróxido-amina y endurecen al mezclar la pasta base o universal y el catalizador. Se produce una reacción que da un polímero duro o compuesto.

La diferencia entre la polimerización de esta resina y una resina acrílica convencional es que la molécula de Bis-GMA no es funcional, no entra en la reacción y en consecuencia, al romperse pocas ligaduras, la concentración es mucho menor.<sup>14</sup> No logran un buen grado de polimerización.

Su desventaja, es el método de mezcla por espátulación es ineficiente, ya que el producto final es heterogéneo molecularmente. El aire incorporado debilita el producto final, ya que el oxígeno como sabemos es un inhibidor de polimerización. Otra desventaja es la inestabilidad de color.<sup>16</sup>

### *b) Fotocurables*

Polimerizan en presencia de la luz ultravioleta o de luz visible por los radicales que liberan capaces de iniciar la polimerización o reacción en cadena del polímero Bis-GMA.

La diferencia está cuando en las de autocurado el activador es una amina terciaria, en las de fotocurado es una sustancia sensible a la luz ultravioleta como las benzofenonas, o a la luz visible como un sistema de amina-dicetona que no interactúa en ausencia de luz. Pero cuando se usa luz azul la cetona absorbe energía transformándose al estado de "excitación" luego extrae electrones de la amina para producir dos radicales libres, un derivado de la cetona y otro de la amina que inicia la polimerización.

#### Ventajas:

- ❖ No necesitan mezclarse
- ❖ El odontólogo tiene mayor tiempo de trabajo
- ❖ La superficie es más lisa porque no se atrapan burbujas de aire
- ❖ Mejor estabilidad de color

#### Desventajas:

- ❖ Costo extra de la lámpara de fotocurado
- ❖ La profundidad de curado depende del color y opacidad del compuesto
- ❖ La alta intensidad de la luz puede ser dañina si se observa directamente

Para la fotopolimerización de estas resinas, se utilizan lámparas que emplean la luz como activadora de la reacción de polimerización. Esta luz actúa sobre los iniciadores que producen la ruptura del doble enlace del monómero desencadenándose el proceso de polimerización.<sup>14</sup> Se pueden clasificar en cuatro tipos que más adelante se describirán.

Para evitar un curado inadecuado o incompleto, se debe adquirir un medidor de luz con el objeto de controlar la intensidad de curado ya que esto se traduciría en:

- ❖ Bajo grado de polimerización
- ❖ Baja dureza
- ❖ Alta absorción de agua
- ❖ Decoloración
- ❖ Rápida degradación<sup>14</sup>

### *c) Duales*

Estos materiales se han creado para resolver cualquier situación que no permita la penetración suficiente de la luz para que se produzca una conversión de monómeros adecuada.

Son sistemas de dos componentes de activación química, la reacción química es muy lenta, lo que proporciona un tiempo de trabajo más largo hasta que el cemento se exponga a la luz, momento en el cual se solidifica con rapidez. Debido a que el proceso químico aún continúa, este va obteniendo una mayor resistencia. No se deben emplear en una prótesis que transmita la luz con un grosor mayor de 2.5 mm. La dureza esta influenciada por el grado de polimerización.<sup>20</sup>

La unión a la estructura dental es consecuencia de la penetración de la matriz de la resina en las zonas grabadas del esmalte.

Entre sus ventajas encontramos; una alta resistencia al desgaste y a la compresión, insolubilidad, translucidez, tenemos colores diferentes, viscosidad variable, potencial adhesivo, su espesor de película es delgado (8 a 25  $\mu\text{m}$ ), estética, sellado biológico.

Pero a su vez también tiene desventajas como: potencialmente irritante, dificultad en el retiro de excesos, sensibilidad a la luz ambiental y humedad. Así como porosidad y la inhibición por aire. El catalizador

remanente en base a aminos puede decolorar el cemento con el tiempo, en ocasiones, hipersensibilidad postcementado.

Es importante señalar que la iniciación y polimerización de los composites se ve inhibida por la exposición del material al aire.<sup>10</sup>



## 6. TIPOS DE ACTIVACIÓN DE LOS COMPOSITES

### 6.1 Activación química

Fue el modo que empleó Bowen en su primer composite y continúa usándose en algunos productos hoy en día. Este proceso recibía el nombre de *fraguado en frío o autopolimerización*.<sup>20</sup> También llamadas quimiopolimerizables. Este tipo de composites se componen de dos pastas. Una de las pastas el catalizador, contiene el *activador*, con frecuencia una amina terciaria aromática, y la otra es la base, el *iniciador*, normalmente peróxido de (di-)benzoilo.<sup>16</sup>

Este tipo de activación reemplazó a los silicatos y a los acrílicos como material estético de restauración principal. A su vez han sido sustituidos en su mayor parte por los sistemas fotopolimerizables. Continúan siendo útiles para situaciones especiales, como la construcción de muñones, en que se requiere volumen y puede ser difícil el acceso de la luz a todas las áreas de la preparación.<sup>10</sup>

Es de la polimerización más incompleta. Los problemas que presentaba éste tipo de activación es que el operador no tiene control sobre el tiempo de trabajo una vez que se ha realizado la mezcla. La inserción y el modelado se deben realizar en una forma rápida una vez que se han mezclado los componentes.<sup>20</sup> El mezclado mecánico de las dos pastas consigue grados variables e inconstantes de homogeneidad en la resina final. Como consecuencias clínicas encontramos alteraciones de color y la fractura marginal, así como la disminución de la resistencia al desgaste en comparación con otras resinas de polimerización más completa.<sup>10</sup>

Para superar los inconvenientes que había con los composites de activación química, los fabricantes diseñaron resinas que no requerían mezclarse, en los años setenta se desarrollaron los denominados *fotopolimerizables*.<sup>16,20</sup>

Como se mencionó anteriormente se necesita de diferentes tipos de luz para que las resinas de fotocurado hagan reacción. La principal misión de una lámpara en el proceso de endurecimiento del composite consiste en la activación de un sistema fotosensible, mediante su energía lumínica, de los compuestos químicos fotoiniciadores existentes en la propia formula del material, los cuales desencadenarán la reacción química de transformación del producto inicial en el producto deseado;<sup>7</sup> así como el odontólogo debe estar seguro de la compatibilidad entre los productos que utiliza la unidad de curado y el tiempo requerido para la polimerización. Una ventaja es que no son tan sensibles a la inhibición por oxígeno como los sistemas por activación química. Sin embargo se deben colocar forma incremental y no poner más de 2 a 3 mm de capa, ya que podría haber una penetración de luz limitada.<sup>20</sup> Se describen a continuación.

## ***6.2 Activación luz ultravioleta***

Fue el primer tipo de fuente lumínica utilizada para la fotoactivación o curado de sellantes de puntos y fisuras,<sup>14</sup> así como de los composites en la década de los setenta descrita por Michael Buonocore. Empleaban radiación ultravioleta cuyas longitudes de onda estaban comprendidas entre los 200 a 400 nm. Fueron bien recibidos, ya que permitían un tiempo de trabajo ilimitado en comparación con el de los materiales autopolimerizables.<sup>10</sup> Aunque se remplazó rápidamente por otros sistemas debido a su escasa capacidad de penetración, lentitud de fotoactivación, capacidad limitada de penetrar en el esmalte y riesgo de dermatosis o lesión ocular ante exposiciones prolongadas. Ya no se fabrican.

Dentro de este tipo también encontramos las lámparas de luz visible que utilizan radiaciones electromagnéticas que va de los 400 a 500 nm. Consiguieron solucionar muchos de los problemas inherentes a los sistemas activados por luz UV. La profundidad de fraguado es mayor (hasta 3mm) y se requiere menos tiempo de exposición de entre 30-40 seg. por capa. Las

unidades no requieren calentamiento. Se consideran menos peligrosas, sin embargo, deben tomarse precauciones para evitar lesiones en la retina. Así como también puede producirse una polimerización incompleta cuando no se controlan y consideran varios factores que afectan la fotoactivación; como el rendimiento de la unidad de polimerización, tiempo de fraguado, distancia entre la fuente de luz y el composite, grosor incrementado del composite, color del composite, tipo de relleno y las zonas retentivas del diente.<sup>9,10</sup> Se clasifican en cuatro: *De fibra óptica, De pieza de mano, De pistola alámbrica y De pistola inalámbrica.*<sup>15</sup>

### **6.3 Activación halógena**

Son las más comunes, menos costosas, ligeramente más lentas y deberían de curar todos los materiales. Manejan una longitud de onda de 400-500 nm.

Estas corresponden al sistema más usado por los profesionales para la polimerización de materiales dentales. De tipo “incandescente”, es decir, luz emitida por un filamento de Volframio puesto en incandescencia por el paso de corriente. En el interior de su ampolla de vidrio existe una atmósfera gaseosa de halógeno para evitar que el filamento se queme. Esta compuesto por una lámpara con filamentos de tungsteno, un seleccionador de compresor de onda, un sistema de refrigeración y fibras ópticas.<sup>7</sup> (Fig.16)

Genera una luz blanca intensa que es filtrada mediante la interposición de un filtro óptico que permita obtener una luz que incluirá únicamente el rango de longitud de onda eficiente para la fotoactivación de las canforoquinonas y se elimine en la posible la emisión de fotones de longitud de onda “no útil” para la activación del iniciador, que además podría provocar sobrecalentamiento del diente durante la polimerización.

Entre las limitaciones encontramos que su vida útil está entre 40 y 100 horas y el degrado del filtro por la proximidad de este con la lámpara que genera calor constante.

Pueden subdividirse en dos tipos:

a) Halógenas convencionales.- Con una densidad de potencia de 350-700 mW/cm<sup>2</sup>.

b) Halógenas de alta densidad de potencia.- Densidad de potencia mayor de 700 a 1700 mW/cm<sup>2</sup>.



Fig.16 Lámpara de activación halógena<sup>25</sup>

#### **6.4 Activación plasma**

Su aplicación ha sido relativamente reciente (año 1997-98). Emiten la luz mediante una descarga eléctrica en forma de arco voltaico entre dos electrodos de tungsteno separados a una determinada distancia.<sup>7</sup> El bulbo es realmente un óxido de aluminio, recipiente de alta presión que contiene el gas xenón a elevada presión que evita la evaporación de los electrodos, altamente energizado (plasma) bajo 150 lb/pulg<sup>2</sup>.<sup>14</sup> En general se totaliza un menor tiempo de polimerización con la energía radiante al utilizar estas unidades de alta intensidad. La forma interna es específica para reflejar el arco de luz entre dos electrodos. Al igual que las de halógeno, son de color blanco, por lo que también requiere de la interposición de un filtro óptico, para evitar el calor y que solo emita la luz azul.<sup>20</sup> No obstante, el espectro luminoso original (sin filtrar) carece de rayos infrarrojos, por lo que teóricamente, según el fabricante, se trata de un tipo de luz con menor poder calorífico y por lo tanto con menor riesgo de provocar sobrecalentamiento pulpar durante la fotopolimerización.<sup>7</sup> Es muy rápida pero costosa, más

grande que la de halógeno y no puede curar todos los materiales además de que los cables están llenos de líquidos y son rígidos.<sup>14</sup> (Fig.17)



Fig.17 Lámpara de activación plasma<sup>26</sup>

### **6.5 Activación LED**

Todos los composites producen radicales libres espontáneamente durante el almacenamiento. Para inhibir la polimerización espontánea, se le agregan pequeñas cantidades de inhibidor en el monómero, con frecuencia se utilizan distintas hidroquinonas y otro es el oxígeno, que se transfiere al composite desde el aire ambiental.

Son las lámparas con tecnología más reciente. Como fuente lumínica usan los LED (Light Emitting Diodes) requieren un bajo voltaje, como su nombre lo indica, son de tipo “luminiscente” basadas en la utilización de determinados materiales semiconductores en estado sólidos que poseen la propiedad de polimerizar al ser atravesados por la corriente eléctrica emitiendo energía óptica en forma de luz visible.<sup>7</sup> (Fig.18)

En estas encontramos una serie de ventajas:

- ❖ Pequeño tamaño, liviano y ergonómico.
- ❖ Silenciosas puesto que no requiere refrigeración mediante ventilador.
- ❖ Ausencia de filtros.
- ❖ Bajo consumo eléctrico.

- ❖ Bombillas de larga duración y no presentan pérdida de intensidad de iluminación por envejecimiento de la bombilla.<sup>7</sup>
- ❖ Recargable mediante baterías.
- ❖ Mantenimiento mínimo.<sup>11</sup>
- ❖ Durabilidad aproximada de 10.000 horas.

La primera generación de estas lámparas emitía valores menores de intensidad de luz siendo considerados adecuados para una efectiva polimerización.

En comparación con las lámparas convencionales, la luz producida por LED genera un angosto espectro de distribución. Esa es la principal diferencia entre la halógena y la LED, esta solo produce longitud de onda en el rango deseado.

Pero los aparatos a base de esta luz proporcionan menores valores de microdureza esto en comparación con los de luz halógena.

Los dispositivos convencionales halógenos logran intensidades mayores de dos a tres veces; sin embargo, un estudio que compara una lámpara de polimerización LED y una lámpara halógena de 755 mW reveló que no existe ninguna diferencia estadística significativa con respecto a la resistencia, a la flexión y módulo de elasticidad de los materiales polimerizados. Con respecto a la profundidad de polimerización con los materiales, el dispositivo LED logró ligeramente valores menores que la lámpara de polimerización halógena.

Los estudios mencionados, demuestran que la calidad de luz de polimerización no es exclusivamente debido a la intensidad de luz, también se debe tomar en cuenta el nivel de absorción del sistema iniciador. Esto hace que el espectro emitido sea un factor importante y determinante en el desempeño de una lámpara de polimerización. El espectro de emisión óptimo de una fuente de polimerización debe ser por lo tanto entre 440 y 480nm.



Fig.18 Lámpara de activación LED<sup>10</sup>

## 7. CONCLUSIONES

La propuesta del uso de postes todavía no está bien establecida porque las variables clínicas a las que día con día nos enfrentamos son muy grandes. Por eso es necesario que el clínico se familiarice con las formas, indicaciones apropiadas, los tipos de postes existentes, los materiales de relleno y los cementos que puedan ser utilizados para aumentar la durabilidad de las restauraciones.

Es evidente que los últimos avances han tenido un gran impacto sobre las restauraciones del diente sin vitalidad. Sin duda alguna, en el futuro la capacidad de unir múltiples materiales de restauración, tanto unos con otros y a la estructura dental continuará revolucionando este campo de la odontología.

Problemas como la corrosión del muñón colado, que resulta en la decoloración de la encía marginal; la translucidez del metal a través de la corona de cerámica, afectan el resultado final y la posibilidad de provocar fractura de la raíz del diente si se necesita repetir el tratamiento de conductos los cuales podrían ser potencialmente evitados si se utilizan estos tipos de postes.

En el futuro la retención coronal para el composite junto con un perno reforzado con fibras, evitando otras técnicas restauradoras, se empleara desde un punto de vista de una odontología mínimamente invasiva.<sup>2</sup>

Lo que es evidente y se ha venido presentando como en ninguna época del pasado es que la estética en cuanto a semejanza al color natural nunca tuvo tan elevada prioridad como lo es hoy en día. Esto claro dependiendo de cada paciente, su definición y gustos en cuanto a estética se refiere.



## 8. FUENTES DE INFORMACIÓN

1. SEDANO. S C, Rebollar G F, Alternativas estéticas de postes endodónticos en dientes anteriores, *Rev. ADM*, 2001; vol.LVIII, 3: 109-113.
2. FERRARI. M y Scotti R, *Pernos de fibra: bases teóricas y aplicaciones clínicas*, Barcelona, Masson, 2004, Pp. 3, 9, 10, 12, 15, 16, 19-21, 25-29, 77, 80, 81, 83, 86.
3. SHILLINGBURG. H, Hobo S, Whitsett L, et.al., *Fundamentos Esenciales en Prótesis fija*, 3° ed., España, Ed. Quintessence, Pp. 202.
4. GOLDSTEIN. R, Haywood Van B., *Odontología estética*, 2ª ed., Vol.II, España, Ars Medica, 2002, Pp. 560, 561, 565.
5. INGLE. J, *Endodoncia*, 4ªed, México, McGraw-Hill, 1996, Pp. 924, 927-929, 932, 939, 941.
6. BOTTINO. M A, Ferreira A, Miyahita E, et.al., *Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free*, Brasil, Artes Médicas, 2001, Pp. 72, 75, 77, 83, 88, 115, 119, 121, 348, 349, 393.
7. <http://www.blanqueamientodental.com/fuentes%20luminicas.html>
8. COHEN. S, *Las vías de la pulpa*, 8ª ed, España, Mosby, 2002, Pp. 771-772, 777, 780-781, 787.
9. CRISPIN. B, *Bases prácticas de la odontología estética*, España, Masson, 1998, Pp. 50-59.
10. GUZMÁN. B H, *Biomateriales Odontológicos de uso clínico*, 3ªed., Colombia, Ed. ECOE Ediciones, 2003, Pp. 60, 227, 239, 292.

11. MITRA. S.B., Ph.D., M.Sc., Wu D, Ph.D. and Holmes B, Ph.D.,  
An application of nanotechnology in advanced dental materials, *JAmDent Assoc.*, 2003; 134:1382-1390.
12. TERRY. D A, Direct applications of a nanocomposites resin system. Part 1. The evolution of contemporary composite materials, *Practical Procedures Aesthetic Dent*, 2004; 16(6): 417–422.
13. BEUN. S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J and Leloup G, Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites, *Dental Materials*, 2007  
<http://www.sciencedirect.com/science?>
14. COVA. N J, *Biomateriales Dentales*, Colombia, AMOLCA, 2003, Pp. 236, 239-242, 244, 248-251, 254-256, 264, 265.
15. CHAIN. M y Baratieri L N, *Restauraciones Estéticas con resina compuesta en dientes posteriores*, Brasil, Editora Artes Médicas Ltda., 2001, Pp. 11-19.
16. SCHMIDSEDER. J, *Atlas de odontología estética*, España, Masson, 1999, Pp. 85-95.
17. [http://www.ecuaodontologos.com/revistaaorybg/vol1num1/restauracion\\_de\\_dientes\\_tratados.html](http://www.ecuaodontologos.com/revistaaorybg/vol1num1/restauracion_de_dientes_tratados.html)
18. <http://www.odontomarket.com/casos/fibra.asp>
19. <http://www.gacetadental.com/articulos.asp?aseccion=ciencia&aid=6&avol=200411>
20. ANUSAVICE. K J., *Pillips Ciencia de los materiales Dentales*, 11° ed., España, Elsevier, 2004, Pp. 400, 401, 403, 404, 410, 411-413, 418, 487.

21. KOGAN. F E, y Zyman Fe G, Estudio comparativo de la adaptación de 3 sistemas prefabricados de postes endodónticos a la preparación del conducto, *Rev. ADM*, 2004; vol.LXI, 3: 102-108.
22. R&D, Ivoclar Vivadent AG, Schaan 2004.
23. [http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoool/odontoinvitado\\_40.htm](http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoool/odontoinvitado_40.htm)
24. Focos Focus on SR Adoro. Indirect composite-material science and development. Research and development, *Rev. Report*, Ivoclar Vivadent; AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein, 2004; No.15 Agosto.
25. BARATIERI. L N, *Estética. Restauraciones Adhesivas Directas en dientes anteriores fracturados*, 2°ed., Colombia, Amolca, 2004, Pp.75-133.
26. [http://www.empresario.com.co/.../lampara\\_arco.jpg](http://www.empresario.com.co/.../lampara_arco.jpg)

## 9. FUENTES DE CONSULTA

- ☞ ANTÓN-Radigales. M, Clasificación de los composites basada en criterios clínicos I. Comportamiento óptico, *RCOE*, 1997, vol.2, 6: 461-470.
- ☞ ANUSAVICE. K J., *Pillips Ciencia de los materiales Dentales*, 11° ed., España, ElSevier, 2004, Pp. 400, 401, 403, 404, 410, 411-413, 418, 487.
- ☞ BARATIERI. L N, *Estética. Restauraciones Adhesivas Directas en dientes anteriores fracturados*, 2°ed., Colombia, Amolca, 2004, Pp.75-133.

- ☞ BARCELÓ. S F H y Palma C J M., *Materiales Dentales. Conocimientos Básicos aplicados*, Trillas, México, 2003, Pp. 103-109.
- ☞ BEUN. S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J and Leloup G, Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites, *Dental Materials*, 2007 <http://www.sciencedirect.com/science?>
- ☞ BOTTINO. M A, Ferreira A, Miyahita E, et.al., *Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free*, Brasil, Artes Médicas, 2001, Pp. 72, 75, 77, 83, 88, 115, 119, 121, 348, 349, 393.
- ☞ CHAIN. M y Baratieri L N, *Restauraciones Estéticas con resina compuesta en dientes posteriores*, Brasil, Editora Artes Médicas Ltda., 2001, Pp. 11-19.
- ☞ COHEN. S, *Las vías de la pulpa*, 8ª ed, España, Mosby, 2002. Pp. 771-772, 777, 780-781, 787.
- ☞ COVA. N J L, *Biomateriales Dentales*, Colombia, AMOLCA, 2003, Pp. 236, 239-242, 244, 248-251, 254-256, 264, 265.
- ☞ CRAIG. R G., *Materiales de odontología restauradora*, 10° ed., España, Ed. Harcout Brace, Pp. 195-197, 265.
- ☞ CRISPIN. B, *Bases prácticas de la odontología estética*, España, Masson, 1998, Pp. 50-59.
- ☞ FERRARI. M y Scotti R, *Pernos de fibra: bases teóricas y aplicaciones clínicas*, Barcelona, Masson, 2004, Pp. 3, 9, 10, 12, 15, 16, 19-21, 25-29, 77, 80, 81, 83, 86.
- ☞ GOLDSTEIN. R, Haywood Van B., *Odontología estética*, 2ª ed., Vol.II, España, Ars Medica, 2002, Pp. 560, 561, 565.

- ☞ GUZMÁN. B H J, *Biomateriales Odontológicos de uso clínico*, 3ªed., Colombia, Ed. ECOE Ediciones, 2003, Pp. 60, 227, 239, 292.
- ☞ <http://www.blanqueamientodental.com/fuentes%20luminicas.html>
- ☞ [http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado\\_40.htm](http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_40.htm)
- ☞ [http://www.ecuaodontologos.com/revistaaorybg/vol1num1/restauracion\\_de\\_dientes\\_tratados.html](http://www.ecuaodontologos.com/revistaaorybg/vol1num1/restauracion_de_dientes_tratados.html)
- ☞ [http://www.empresario.com.co/.../lampara\\_arco.jpg](http://www.empresario.com.co/.../lampara_arco.jpg)
- ☞ <http://www.gacetadental.com/articulos.asp?aseccion=ciencia&aid=6&avol=200411>
- ☞ <http://www.odontomarket.com/casos/fibra.asp>
- ☞ INGLE. J, *Endodoncia*, 4ªed, México, McGraw-Hill, 1996, Pp. 924, 927-929, 932, 939, 941.
- ☞ KOGAN. F E, y Zyman Fe G, Estudio comparativo de la adaptación de 3 sistemas prefabricados de postes endodónticos a la preparación del conducto, *Rev. ADM*, 2004; vol.LXI, 3: 102-108.
- ☞ KOGAN. F E, Postes flexibles de fibra de vidrio (técnica directa) para restauración de dientes tratados endodónticamente, *Rev. ADM*, 2001; vol.LVIII, 1: 5-9.
- ☞ MALLAT. E D y Mallat C E, *Fundamentos de la Estética Bucal en el grupo anterior*, España, Ed. Quintessence, 2001, Pp. 365-370.
- ☞ MITRA. S.B., Ph.D., M.Sc., Wu D, Ph.D. and Holmes B, Ph.D., An application of nanotechnology in advanced dental materials, *JAmDent Assoc.*, 2003; 134:1382-1390.

- ☞ PAIVA. P P, Grau G P, Gomes R, et.al., A Utilizacao das fibras de reforco na odontología, *Publ. UEPG Ci. Bi. Saúde*, 2005; 11(3/4): 47-52.
- ☞ R&D, Ivoclar Vivadent AG, Schaan 2004.
- ☞ SCHMIDSEDER. J, *Atlas de odontología estética*, España, Masson, 1999, Pp. 85-95.
- ☞ SEDANO. S C A, Rebollar G F J, Alternativas estéticas de postes endodónticos en dientes anteriores, *Rev. ADM*, 2001; vol.LVIII, 3: 109-113.
- ☞ SHILLINGBURG. H, Hobo S, Whitsett L, et.al., *Fundamentos Esenciales en Prótesis fija*, 3° ed., España, Ed. Quintessence, Pp. 202.
- ☞ TERRY. D A, Direct applications of a nanocomposites resin system. Part 1. The evolution of contemporary composite materials, *Practical Procedures Aesthetic Dent*, 2004; 16(6): 417–422.