



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

ESTUDIO COMPARATIVO *in vitro* DE RESISTENCIA A LA  
COMPRESIÓN DE TRES SISTEMAS DE POSTES  
PREFABRICADOS; NÍQUEL/TITANIO Y FIBRA DE  
VIDRIO, CEMENTADOS CON CEMENTO DUAL.

**T E S I N A**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N O   D E N T I S T A**

P R E S E N T A:

FIDEL ISAAC DE JESÚS TARANGO

TUTOR: Esp. JAIME ALBERTO GONZÁLEZ OREA

MÉXICO, D.F.

NOVIEMBRE 2015.



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.

---

---

**Agradezco:**

**A Dios.**

Por la sabiduría de su palabra convertida en obra en mí:  
*“Mira que te mando que te esfuerces y seas valiente; no temas, ni desmayes porque Jehová tu Dios estará contigo donde quiera que vayas”*. Josué 1:9

**A mi Madre.**

Por darme la vida y ser el ejemplo más grande de fortaleza.  
A ti, te dedico este logro en mi vida.

**A mis Hermanos.**

Nohemí, Maribel, Gerardo y Eduardo.  
Por la fortuna de ser su hermano menor y porque reconozco la influencia de la personalidad de cada uno de ustedes en mí.

**A mis Tíos.**

Alejandro †. Por tus regaños y valiosos consejos que alguna vez mediste.  
Leonarda. Por quererme y cuidarme como a un hijo.

**A mis Primos.**

Alejandro y Cecilia.  
Mis segundos hermanos. Por siempre creer en mí.

**A mis Sobrinos.**

Sandra, Zurisaday, Arturo, Carla, Luis, Andrea, Valeria, Denisse, Monserrat, Valentina, Geraldine y Vivian.  
Por la gran aventura que significa ser su tío.

**A mis Hijos.**

Por el orgullo y todo lo grande que representa ser su padre.

**Alisson**

Por ser el amor que experimente a primera vista.

**Alessandra.**

Por llevar en tu carita al mismo amor, siempre serás mi chiquitita.

**Axel**

Por la sorpresa y la enorme dicha que diste a mi vida desde el primer momento de saber de tu existencia.

**A mi Esposa.**

Por compartir conmigo la dicha de ser padres y caminar mi lado. Gracias por todo tu apoyo.

**A mi Tutor**

Esp. Jaime Alberto González Orea  
Por su valioso apoyo brindado en la realización de este trabajo.

**A mi Facultad de Odontología y Profesores.**

Por la fortuna de haber realizado mis estudios profesionales en la mejor Facultad de Odontología de Latinoamérica.

**A mi Universidad Nacional Autónoma de México.**

Por el orgullo que representa el estar entre tus hijos.

**“Por mi raza hablará el espíritu”**

---

---

## ÍNDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>6</b>
<b>2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS GENERALES.....</b>	<b>7</b>
<b>3. ANTECEDENTES TEÓRICOS.....</b>	<b>9</b>
<b>3.1 Tratamiento de conductos (Endodoncia).....</b>	<b>9</b>
<b>3.2. Enfermedad Pulpar.....</b>	<b>9</b>
3.2.1. Pulpitis Reversible.....	10
3.2.2. Pulpitis Irreversible.....	10
3.2.3. Pulpitis Hiperactiva.....	10
3.2.4. Necrosis Pulpar.....	10
<b>3.3. Preparación del conducto radicular.....</b>	<b>11</b>
3.3.1. Objetivos biológicos de la preparación de los conductos.....	11
3.3.2. Objetivos mecánicos de la preparación de los conductos.....	11
<b>3.4. Obturación Radicular.....</b>	<b>12</b>
3.4.1. La obturación debe cumplir con cuatro principios:.....	12
3.4.2. Propiedades deseables de los materiales de obturación radicular:.....	13
3.4.3. Propiedades deseables de los materiales de sellado radicular:.....	13
<b>3.5. Restauraciones de dientes tratados         endondóticamente.....</b>	<b>14</b>
<b>3.6. Endopostes (Pernos) Intrarradiculares.....</b>	<b>17</b>

3.6.1. Clasificación de los Endopostes (pernos radiculares).....	17
3.6.2. Composición y propiedades de los endopostes.....	19
3.6.2.1. Endopostes colados.....	19
3.6.2.2. Endopostes prefabricados.....	20
3.6.2.2.1. Endopostes de titanio.....	20
3.6.2.2.2. Endopostes de fibras.....	20
3.6.2.2.2.1. Endopostes de fibra de carbón.....	21
3.6.2.2.2.2. Endopostes de fibra de vidrio y cuarzo.....	21
3.6.2.3. Endopostes cerámicos.....	21
3.6.3. Retención y forma de los endopostes prefabricados.....	22
3.6.4. Conducción de luz.....	23
<b>3.7. Materiales de cementación.....</b>	<b>24</b>
3.7.1. Eugenolato de zinc.....	26
3.7.2. Fosfato de zinc.....	27
3.7.3. Carboxilato de zinc.....	27
3.7.4. Ionómero de vidrio.....	28
3.7.5. Cementos de ionómero de vidrio modificados con resina.....	29
3.7.6. Cementos Resinosos.....	29
3.7.7. Cementos Auto-adhesivos.....	30
<b>4. Planteamiento del Problema.....</b>	<b>31</b>
<b>5. Justificación.....</b>	<b>32</b>

---

---

<b>6. Hipótesis.....</b>	<b>32</b>
<b>7. Objetivos.....</b>	<b>32</b>
<b>7.1. Generales.....</b>	<b>32</b>
<b>7.2. Específicos.....</b>	<b>33</b>
<b>8. Método y Materiales.....</b>	<b>33</b>
<b>8.1. Tipo de estudio.....</b>	<b>33</b>
<b>8.2. Universo de estudio.....</b>	<b>34</b>
<b>8.3. Criterios de Inclusión.....</b>	<b>34</b>
<b>8.4. Criterios de Exclusión.....</b>	<b>34</b>
<b>8.5. Variables.....</b>	<b>34</b>
<b>8.6. Metodología.....</b>	<b>35</b>
8.6.1. Integración de la Muestra.....	35
8.6.2. Tratamiento Endodontico.....	36
8.6.3. Corte de las coronas.....	39
8.6.4. Características de los Postes prefabricados.....	42
8.6.5. Calibración de los Postes.....	43
8.6.6. Cementación de los Postes.....	44
8.6.7. Conservación de las muestras.....	49
8.6.8. Pruebas de compresión.....	50
<b>9. Resultados.....</b>	<b>52</b>
<b>10. Discusión.....</b>	<b>57</b>
<b>11. Conclusiones.....</b>	<b>59</b>
<b>12. Bibliografía.....</b>	<b>60</b>

---

---

## 1. INTRODUCCIÓN.

Históricamente se han hecho enormes esfuerzos para encontrar rehabilitaciones protésicas adecuadas que logren resistir las condiciones hostiles del medio bucal. En la actualidad los procedimientos para mantener en boca a los órganos dentarios han llevado a la evolución de los anclajes (postes o pernos) intrarradiculares a un punto en que nos enfrentamos a una extensa variedad de opciones tanto en la forma de obtenerlos (colados o prefabricados) como en la forma de cementarlos en el conducto radicular. Al ser las posibilidades tan variadas, en el presente estudio confrontamos las cualidades de tres sistemas de postes prefabricados; del titanio, la resistencia a la corrosión, resistencia al desalojo y el moderado modulo elástico. De los de dos sistemas de fibras de vidrio; la gran oferta en formas y las combinaciones que permiten con los cementos así como la alta estética que ofrecen junto con el modulo elástico tan parecido al de los tejidos dentarios. Por otro lado los cementos utilizados para fijar estos sistemas en el conducto han evolucionado casi a la par que los postes debido al extenso esfuerzo por mantener estos sistemas en el conducto radicular, siendo los cementos híbridos autoadhesivos de curado dual los más usados para este fin. La gran mayoría de los estudios encontrados sobre estos sistemas es sobre su resistencia al desalojo, con lo que se cuenta con suficiente información al respecto, es por tal motivo que el presente estudio pretende generar datos valiosos al entre cruzar las variables de estos sistemas de postes prefabricados cementados con cemento dual, sometiéndolos a cargas compresivas experimentales en la máquina de pruebas universales Instron 5567 en el laboratorio de Biomateriales de la Facultad de Odontología de la UNAM.

## 2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS GENERALES.

Pierre Fauchard en 1728 describió el empleo de pernos metálicos (Au y Ag) atornillados en las raíces de los dientes para retener la prótesis. En 1869 Greene Vardiman Black diseñó una corona unida a un tornillo posicionado en un conducto sellado con oro cohesivo. Era prototipo de lo que hoy se conoce como “Corona Richmond”, propuesto en 1880 por su creador A. Richmond.<sup>3</sup>

En 1940 Bothe, Beaton y Davenport<sup>1</sup>, introducen el titanio y sus aleaciones al campo de la medicina una vez observando su excelente biocompatibilidad, incluso mejores que las aleaciones de acero inoxidable o a la del Vitallium (CoCrMo).<sup>4</sup>

En 1990 se establecieron los criterios ideales que deberían de cumplir los pernos intrarradiculares: presentar forma similar al volumen dentario perdido, propiedades mecánicas similares a las de la dentina, exigir un mínimo desgaste de la estructura dental, resistir las fuerzas de la masticación y presentar un módulo de elasticidad lo más parecido a la de la estructura dentaria.<sup>5</sup>

Purtón y Payne en 1996, en un estudio comparativo de las propiedades físicas entre postes prefabricados de fibra de carbono y colados de acero inoxidable, concluyeron que cuando mayor sea el módulo elástico del material utilizado por el poste, menor diámetro se necesitara para conseguir una resistencia equivalente, lo cual permitirá una preparación más conservadora de la estructura dentaria reduciendo de esta manera los riesgos de fractura durante la función o en casos de traumatismo.<sup>18</sup> Posteriormente en 1998 VC LUDI ET CHEVARREN y cols. Publicaron un estudio comparativo de las fuerzas de cizalla entre los pernos colados y los postes preformados de fibra de carbón, en el cual concluyeron que los postes con núcleos colados resisten más a la



fractura a fuerzas de cizalla que los pernos de carbón. Esta resistencia estaría dada por la íntima adaptación del perno- muñón colado con la con el conducto radicular.

Bitter en 2006 demostró que en cuanto a retención, los cementos resinosos autoadhesivos (prescinden del grabado ácido) cumplen significativamente mejor que los convencionales, los cuales destacan en cuanto a ventajas en la simplificación del protocolo clínico lo cual contribuye a la obtención de resultados favorables.<sup>6</sup> Aunado a esto en 2011 Cedillo y Espinosa describieron mediante la observación de cortes histológicos, la frecuente afectación de la técnica de grabado total en el conducto radicular, esto al hacer permeables los túbulos dentinarios al igual de hacer permeables conductos laterales y secundarios lo cual favorecería la difusión tanto del ácido como del adhesivo hacia el ligamento periodontal causando una patología indeseable. Por otra parte desde el punto de vista de las fuerzas de adhesión, los valores registrados por los cementos resinosos autoadhesivos a nivel de la dentina radicular, fueron similares a los valores de cementos convencionales, cuando se han utilizado para cementar postes prefabricados de fibra y de titanio.<sup>7</sup>

Ojeda y cols concluyeron en 2011 que los postes vaciados fracturaron todas las raíces cuando recibieron fuerzas de compresión al actuar como cuña. Sin embargo resistieron las fuerzas de tensión al desalojo debido a que es una sola estructura y presenta una superficie mayor de contacto entre la superficie interna de la preparación y el poste.<sup>8</sup>

Borgia y Barón en 2015, en un estudio clínico retrospectivo de 44 años de dientes tratados endodónticamente restaurados con postes colados, reportaron un 90% éxito; con función en boca y sin recidiva de caries. El 10% de tasa de fracasos en el que la fractura fue la falla más prevalente, mientras que la recidiva de caries y el descementado fueron muy bajos.<sup>15</sup>

### **3. ANTECEDENTES TEÓRICOS.**

#### **3.1 Tratamiento de conductos (Endodoncia).**

Desde el punto de vista clínico el tratamiento de conductos o endodoncia, es la eliminación de las bacterias del sistema radicular. El cual tiene por finalidad devolver el estado de salud de la cavidad oral, así como la función de órgano dentario afectado. Dicho tratamiento es consecuencia de una afección en la pulpa principalmente por los siguientes mecanismos:

- Lesiones cariosas profundas.
- Exposición de los túbulos dentinales o pulpa durante los procesos restaurativos.
- Exposición de la pulpa como resultado de una fractura dental.
- Exposición de conductos accesorios en bolsas periodontales profundas.
- Vías sanguíneas por medio del tejido gingival y el ligamento periodontal.

#### **3.2. Enfermedad Pulpar.**

Es la Irritación causada por bacterias, irritantes mecánicos o químicos que producen cierto grado de inflamación. La respuesta de la pulpa depende de la severidad de la agresión que condicionara una pulpitis reversible o irreversible, que eventualmente llevara a una necrosis pulpar. El diagnostico se basa en la sintomatología del paciente y en los hallazgos clínicos los cuales nos conducirán a la clasificación de la enfermedad pulpar.

### **3.2.1 Pulpitis Reversible.**

Condición transitoria, que puede ser precipitada por la presencia de caries, erosión, atrición, abrasión, procedimientos restaurativos, detartrajes o pequeños traumas. Dentro del tratamiento se incluye el recubrimiento de la dentina expuesta, remoción del estímulo o cubrimiento del diente en forma adecuada. La pulpitis reversible puede progresar a una pulpitis irreversible.

### **3.2.2 Pulpitis Irreversible.**

Ocurre como respuesta a una irritación prolongada o más profunda que en la pulpitis reversible o como progresión de esta. Los síntomas suelen ser muy intensos y agudos. Su tratamiento deriva en un tratamiento de conductos (endodoncia) o en la extracción del órgano dentario.

### **3.2.3 Pulpitis Hiperactiva.**

Esta forma de pulpitis irreversible también es conocida como pólipo pulpar. Ocurre como resultado de una proliferación crónica de una pulpa joven. Su tratamiento consiste en la extracción o endodoncia del diente.

### **3.2.4 Necrosis Pulpar.**

Es el resultado final de una pulpitis irreversible. Su tratamiento consiste en la extracción o endodoncia del diente.

### **3.3. Preparación del conducto radicular.**

El propósito es limpiar el sistema radicular, crear una forma que pueda ser sellada adecuadamente con el fin de evitar la reinfección y dejar suficiente estructura dentaria para la colocación de una restauración definitiva. La limpieza y el modelado se logran mediante instrumentos manuales y rotatorios y lo más importante es la utilización de soluciones de irrigación. La limpieza y modelado tienen objetivos biológicos y mecánicos:

#### **3.3.1. Objetivos biológicos de la preparación de los conductos.**

1. Configurar el instrumento a la forma del conducto.
2. No transportar el tejido necrótico más allá del foramen apical durante la preparación del conducto.
3. En forma escrupulosa retirar todo el tejido del conducto radicular.
4. En la manera de lo posible en dientes con múltiples conductos hacer uno por uno hasta finalizar cada uno.
5. Se debe crear suficiente espacio durante la ampliación del conducto con el fin de rellenar el conducto con materiales medicamentosos y permitir acomodar los exudados inflamatorios que puedan resultar del tratamiento.

#### **3.3.2. Objetivos mecánicos de la preparación de los conductos.**

1. Debe crear una forma continua en forma de cono desde el ápice radicular hasta la porción coronal.
2. Con el fin de cumplir el principio anterior; el diámetro de los cortes sagitales debe ir disminuyendo hacia apical y deberá ampliarse hacia coronal.
3. A diferencia de los conos en tres dimensiones del espacio, en el conducto radicular será en muchos planos dependiendo de la forma de

las raíces que se estén tratando; el conducto radicular debe finalizar con la forma inicial del conducto.

4. El foramen apical no debe cambiarse de su posición espacial inicial en relación con el hueso y la superficie radicular.
5. La apertura apical debe mantenerse lo más pequeña que sea posible, en todos los casos.

### **3.4. Obturación Radicular.**

El objetivo de la obturación del conducto es la encarcelación de las bacterias remanentes dentro de un medio que no puedan proliferar, y permitan un buen sellado fluido desde la parte coronal hasta apical. Los requerimientos previos a la obturación del conducto; el diente debe estar asintomático, la preparación química y mecánica finalizada y el conducto seco antes de introducir un material de obturación.

#### **3.4.1. La obturación debe cumplir con cuatro principios:**

1. Prevenir que las bacterias que no sean eliminadas y sus toxinas se diseminen hacia los tejidos periradiculares.
2. Sellar las bacterias remanentes dentro del conducto radicular de tal forma que no puedan proliferar.
3. Prevenir la salida de exudado periradicular hacia el espacio del conducto radicular. Este exudado podría servir de nutriente para las bacterias remanentes.
4. Prevenir la reinfección del conducto limpio a través de la porción coronal.

Independientemente de la técnica de obturación que emplee, existen propiedades deseables tanto para los materiales de obturación como para los materiales de sellado radicular.

### 3.4.2. Propiedades deseables de los materiales de obturación radicular:

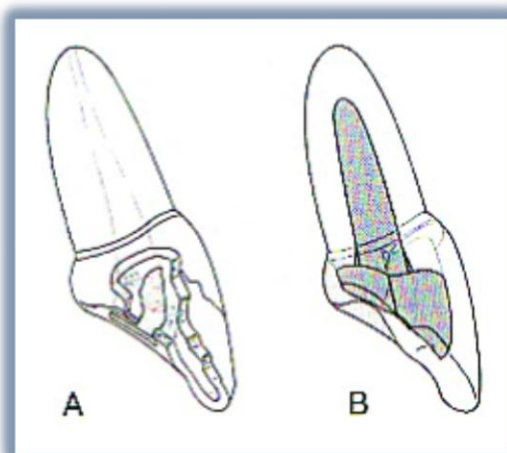
- Ser fácil de colocar dentro del conducto.
- No irritar los tejidos perirradiculares.
- Ser dimensionalmente estable.
- Sellar el conducto lateralmente, apicalmente y coronalmente.
- Ser impermeable a la humedad.
- Ser bacteriostático.
- Ser fácil de esterilizar o venir estéril.
- Ser radiopaco.
- No teñir el diente o los tejidos gingivales.
- Ser fácil de remover del conducto si es necesario.
- Ser fácil de almacenar.
- Adherirse a la dentina.
- Permitir un buen control de la longitud.

### 3.4.3. Propiedades deseables de los materiales de sellado radicular:

- Satisfacer los requisitos de un material de relleno de obturación de los conductos.
- Tener buena adherencia a las paredes de los conductos.
- Tener partículas finas de polvo para permitir una mezcla fácil o ser un sistema de dos pastas.
- Tener un tiempo de trabajo adecuado.
- Expandirse mientras se endurece el material.<sup>1</sup>

### 3.5. Restauraciones de dientes tratados endodóticamente.

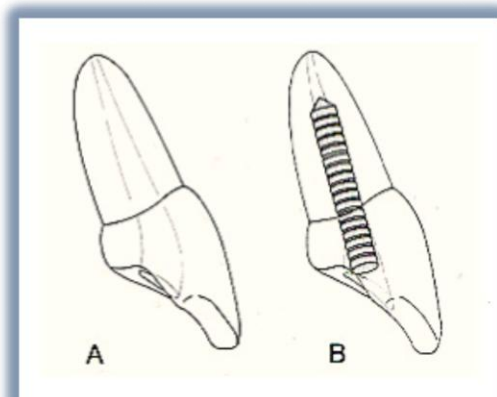
La restauración indicada a utilizar en un diente tratado endodóticamente es dictada por la cantidad de destrucción coronaria, el tipo de diente y el propósito protésico para lo cual se quiera restaurar (como anclaje en diente pilar para prótesis fija hasta tres unidades) **(fig.1)**. Tradicionalmente, un diente desvitalizado recibía un poste para reforzarlos y una corona para protegerlo. Estudios clínicos retrospectivos han hecho reconsiderar esta creencia.



**Fig. 1.** Un diente unirradicular con una corona seriamente dañada (A) precisara de un munon colado antes de colocar una corona (B).<sup>2</sup>

En un examen de 220 pacientes tratados endodóticamente, Ross encontró que casi el 61% de los que habían estado en servicio durante 5 años o más no habían sido restaurados con postes. Sorensen y Martinoff refirieron índices de éxito casi idénticos para dientes anteriores tratados endodóticamente, restaurados con o sin postes.<sup>2</sup>

Si un diente anterior de tamaño moderado está intacto excepto por el acceso endodóncico y una o dos pequeñas lesiones proximales, bastara con restauraciones de composite. La colocación de un poste en un diente con estas condiciones es más probable que los debilite en lugar de fortalecerlo **(fig.2)**.

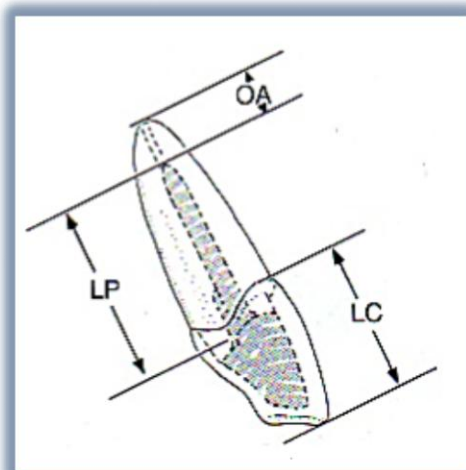


**Fig. 2.** Un diente endodonciado con corona parcialmente completa puede restaurarse con composite (A). El mismo diente con un perno radicular como “refuerzo” innecesario, que por el contrario podría debilitarlo (B).<sup>2</sup>

Frecuentemente la reducción axial para la preparación de una corona (destrucción periférica) combinada con la preparación para el acceso endodóncico (destrucción central) deja suficiente dentina para poder soportar una corona sin ayuda. Si se requiere una corona Metal-cerámica debido a la extensa destrucción coronaria, probablemente se necesite un poste-muñón para proporcionar retención a la corona.

El uso de un poste precisa que el conducto se obture con gutapercha, el uso de otro material duro como puntas de plata podría derivar en una perforación lateral de la raíz. Por otro lado la extensión de la raíz debe ser como mínimo, igual a la longitud de la corona, o bien idealmente, dos terceras partes de su longitud para una distribución óptima de la tensión con una máxima retención (el índice de éxito de dientes tratados con postes radiculares puede aumentar más del 97.5% cuando la longitud del poste iguala o supera la longitud de la corona). En la porción apical debe quedar un mínimo de 4mm de obturación de gutapercha para evitar la filtración subsiguiente. **(fig.3)** El no cumplir con estos criterios puede comprometer seriamente el pronóstico de la rehabilitación.

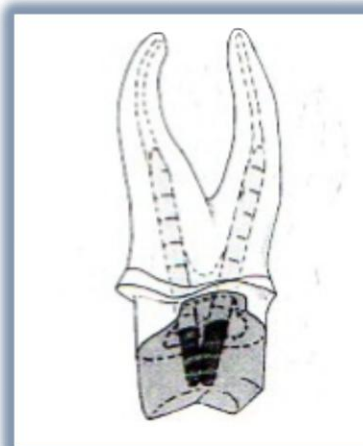




**Fig.3.** La longitud del poste (LP) deberá ser igual a la longitud de la corona (LC) o dos tercios de la longitud de la raíz, la opción que sea mayor. La obturación apical remanente (OA) deberá ser como mínimo de 4.0 mm.

Los dientes posteriores deben tratarse de forma diferente debido a su superficie oclusal dividida de forma natural, existe un riesgo de fractura vertical bajo las fuerzas oclusales, el tratamiento mínimo para un molar o premolar tratado endodónticamente consiste en una restauración colada con recubrimiento oclusal.

**Fig.4.** Para usar con éxito un muñón colado las raíces de un premolar precisan masa y longitud. Si es posible se utilizan las dos raíces.<sup>2</sup>



Los premolares superiores a menudo tienen raíces muy cónicas, paredes radiculares delgadas y concavidades o invaginaciones proximales, todos ellos predisponentes a la perforación o la fractura.

En un estudio de 468 dientes que se habían fracturado en vivo, el 78% eran premolares, y el 62% de los cuales eran premolares superiores, lo que sugiere realizar un poste-muñón en premolares solo cuando estos cuenten con raíces lo suficientemente largas, voluminosas y rectas.<sup>2</sup>

### **3.6. Endopostes (Pernos) Intrarradiculares**

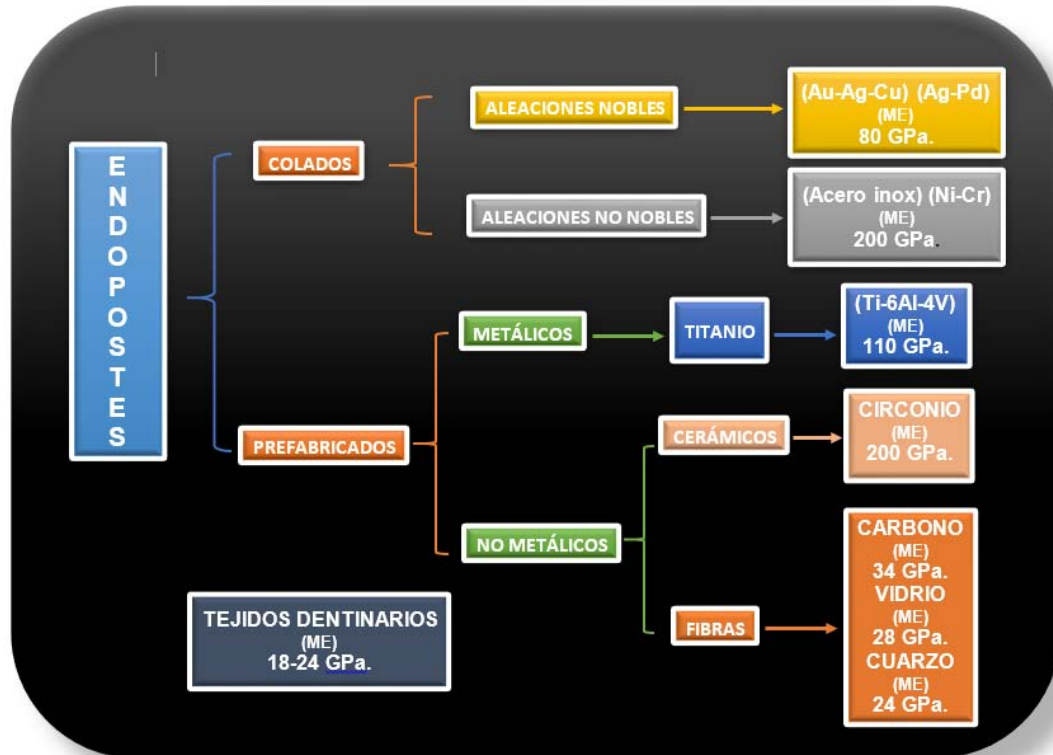
Un poste intrarradicular se define como el segmento de la restauración dentaria que se inserta dentro del conducto, con el fin de ofrecer retención y estabilidad a un componente coronario. Además de retener la porción coronaria, otra función es la de prevenir la fractura del diente que ha sido tratado endodónticamente proporcionándole apoyo y resistencia interna, objetivo que se cumple principalmente mediante la cementación de postes con un módulo de Young parecido a la del diente y cementados con agentes adhesivos. Desde un punto de vista mecánico, la restauración de los dientes despulpados deberá tener en cuenta la relación del cemento, la fijación con el resto de la estructura dentina-poste-muñón. Cuanto más se aproxime la forma del poste y la del cemento a la de la raíz, mejor será la capacidad de soportar cargas ejercidas.<sup>7</sup>

#### **3.6.1. Clasificación de los Endopostes (pernos radiculares).**

Por la manera clínica de conformación, los postes se clasifican en postes colados y postes prefabricados. Los postes colados se obtienen mediante la conformación de un patrón de cera o impresión del conducto radicular y la posterior transformación en el laboratorio de alguna aleación metálica como; (Au-Ag-Cu), (Ag-Pd) aleaciones nobles o (Ni-Cr) aleaciones no nobles. Los postes prefabricados se subdividen de acuerdo al material con que estén

fabricados, los cuales pueden ser metálicos (titanio) y no metálicos (cerámicos, de fibra de carbono, fibra de vidrio y fibra de carbón).

**Tabla 1. Clasificación de los Endopostes Y su Modulo elástico (ME).**



Existe una clasificación alterna el cual los ubica de acuerdo al tipo de retención que presentan en el conducto, ya sea activos o pasivos. Los postes activos se retienen en la dentina por medio de un sistema que presentan en su estructura que los hace autorroscantes (efecto de pija) al introducirlos en el conducto, con lo que se conseguía una mayor retención al igual que un mayor estrés ejercida sobre la dentina, esta condición resultaba en un incremento en el índice de fractura en los conductos rehabilitados con este sistema de postes, en la actualidad son obsoletos. Por lo contrario los postes pasivos entran en el conducto sin ejercer presión a las paredes radiculares, dependiendo del

agente cementante para su retención al igual que para disipar las cargas funcionales provenientes de la masticación.<sup>10</sup>

### **3.6.2. Composición y propiedades de los endopostes.**

#### **3.6.2.1. Endopostes colados.**

Los endopostes de aleaciones coladas sobre todo de aleaciones nobles como; (Au-Ag-Cu) y (Au-Pd) es el método más adecuado y utilizado hasta hoy en día para rehabilitar un diente tratado endodónticamente. Esto debido a que se fabrican a la medida del conducto radicular, por lo que se conservan al máximo la estructura radicular; por tener la forma anatómica del conducto y el muñón coronal, posee cualidades antirotaciones y brindan una protección a manera de férula.<sup>10</sup> Las desventajas que pudieran presentar, ocurren cuando se fabrican de aleaciones no nobles como; acero inoxidable y (Ni-Cr) lo cual los hace corrosibles y aumenta considerablemente su módulo de Young a 200-220 GPa, lo cual causa un efecto de cuña en el conducto radicular.

Son fácilmente de identificar en una radiografía al ser radiopacos ya que no permiten el paso de luz en su estructura, dicha opacidad se contrapone a la translucidez propia del diente: conseguir resultados ópticos naturales con la restauración coronaria (con la que se busca imitar entre otras cosas la translucidez del diente) será más difícil cuando se trabaje sobre ellos.<sup>11</sup>

Se pueden fijar en forma convencional con cementos de fosfato de zinc, carboxilato de zinc y ionómero de vidrio y hasta con eugenolato de zinc, lo que lo hace un procedimiento económico, rápido y sin variables complejas. Al ser estructuras individualizadas a su lecho radicular; presentan una adaptación íntima a las paredes del mismo. Existe por ello una gran fricción superficial que

proporciona una importante traba mecánica lo que los hace resistentes a cargas tensionales y por ende al desalojo.

### **3.6.2.2. Endopostes prefabricados.**

#### **3.6.2.2.1. Endopostes de titanio.**

La aleación (Ti-6Al-4V) es la más utilizada en aplicaciones biomédicas, frente al acero inoxidable y a las aleaciones a base de cobalto, esto debido a su excelente balance entre sus propiedades mecánicas, resistencia a la corrosión, baja densidad y su buen comportamiento a temperaturas elevadas, además de su capacidad para ser trabajado mecánicamente y de modificar sus propiedades mediante tratamientos térmicos. Presenta una excelente biocompatibilidad debido a que es un material bioinerte y se le comprueba una resistencia a la corrosión, ya que la rápida reacción del titanio con el oxígeno produce una fina capa superficial de óxido impermeable y por lo tanto protectora. Su principal ventaja frente a las aleaciones de acero inoxidable y las aleaciones a base de cobalto que presentan un módulo de Young de 200 y 220 GPa respectivamente, el titanio mantiene un índice significativamente menor de 110 de GPa.<sup>4</sup>

#### **3.6.2.2.2. Endopostes de fibras.**

Estos postes endodónticos a base de resina reforzada con finísimas fibras unidireccionales prensadas de carbón, cuarzo o vidrio que les confieren propiedades físicas mejoradas tales como; dureza y resistencia al desgaste. La fabricación de estos postes se logra por la conglomeración de una resina del tipo Epoxi a la que se le puede añadir resina de Bis-GMA (lo que le confiere afinidad con los cementos resinosos) o bien ser totalmente a base de dimetacrilatos.

### **3.6.2.2.2.1. Endopostes de fibra de carbón.**

Los postes de resina reforzada con fibras de carbón, constituyen el primer sistema de postes prefabricados. Codificados por Duret en 1990.<sup>14</sup> Por tanto es el sistema que cuenta con más investigaciones clínicas; se ha demostrado que debido al arreglo longitudinal de las fibras de carbón en la matriz de resina proveen un módulo elástico de 34 GPa. próximo al de la dentina, lo cual contribuye a una mejor distribución de las fuerzas a lo largo del diente. En sus inicios fueron fabricados de color oscuro comprometiendo en algunos casos la estética.<sup>12,13</sup>.

### **3.6.2.2.2.2. Endopostes de fibra de vidrio y cuarzo.**

Constituidos esencialmente de la misma forma de que los de fibra carbón; presentan diferencias atribuidas a las fibras de vidrio y de cuarzo. Los de fibra de vidrio pueden ser blancos, translucidos u opacos y presentan un módulo elástico de entre 18 y 28 GPa. Lo hace el más semejante al de la dentina 18-24GPa. En cuanto a los de fibra de cuarzo (que son los menos estudiados) al igual que los de vidrio son; blancos, translucidos u opacos. Existen controversias en cuanto a su módulo elástico, pero se le considera como el más rígido de los tres sistemas de postes prefabricados de fibras, con un módulo elástico de 46 GPa.<sup>12,14,16</sup>.

### **3.6.2.3. Endopostes cerámicos.**

Introducidos clínicamente por requerimientos altamente estéticos, son materiales con muy buenas cualidades ópticas. Son presentados en el mercado como postes preformados de bióxido de zirconio para hacer muñones de composites directamente sobre ellos, o por método indirecto confeccionados en el laboratorio con cerámica. También existen postes que

combinan ambos materiales, fibra de sílice reforzada con zirconio. Aunque el espacio para el poste no necesita ser paralelo, se deben emplear silanos para su adhesión.<sup>16</sup> Su gran desventaja que los hace poco atractivos a la hora de elegir un sistema de poste, es su elevado módulo elástico de 200 GPa. Incluso mayor que el de algunas aleaciones metálicas, que los convierte en un riesgo potencial de fractura. Se les reconoce dificultad para su remoción radicular.

### 3.6.3. Retención y forma de los endopostes prefabricados.

De acuerdo a su forma los endopostes pueden ser cónicos simples o de doble conicidad, cilíndricos o cilindro-conicos. Los cónicos buscan adaptarse a la forma del conducto, sin embargo se les responsabiliza por transmitir las fuerzas en cuña, lo que no ocurre con los cilíndricos, que presentan mayor capacidad retentiva. Estos últimos la profundización apical puede ocasionar debilitamiento en las paredes radiculares.<sup>12</sup> Borer Re y cols., encontraron que los postes de doble conicidad serían igualmente retentivos que los cilíndricos al ser colocados con cementos resinosos.<sup>17</sup> Otra variable en su forma es que pueden ser lisos o ranurados transversalmente para mayor retención del cemento.<sup>11</sup> **Fig.5.**



**Fig.5. Variantes de formas físicas y niveles de translucidez encontradas en los postes de fibra de diversas casas comerciales.<sup>11</sup>**

Recientemente se propusieron diferentes tratamientos de la superficie de los postes con la intención de aumentar su retención. Según la naturaleza del tratamiento hay tres clases de procedimientos: químicos (a través de la aplicación de agentes de acoplamiento silano o sistemas adhesivos) mecánicos (arenado o grabado ácido) y químico-mecánico (combinación de ambos). Albashaireh ZS, y cols., encontraron que el arenado mejoraba la retención de los postes mientras que el grabado con ácido Fosfórico era ineficaz (solo tendría acción limpiante).<sup>7</sup>

#### **3.6.4. Conducción de luz.**

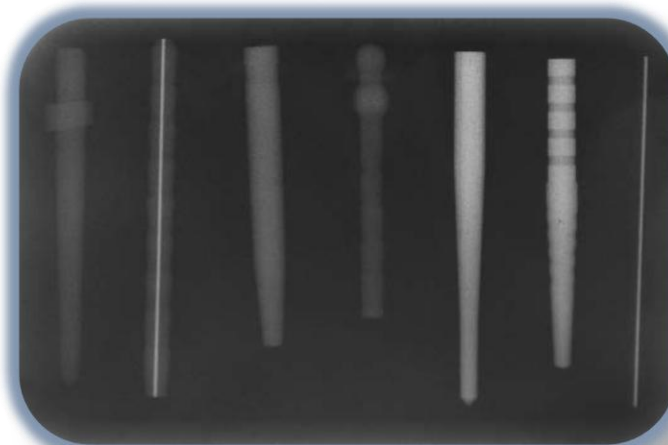
Otro aspecto importante en la selección de un poste de fibras, es su capacidad de ser translúcido (permitir el pasaje de luz en forma parcial) fotométrica y radiométricamente. Un poste de fibras fotométricamente translúcido cubierto con coronas de base translúcida/semitranslúcida (como aquellas que poseen bases de porcelanas feldespáticas), dará origen a una restauración ópticamente más natural. Desde el punto de vista radiométrico, una estructura translúcida permitirá el pasaje de la luz de activación para la polimerización de los distintos materiales de base resinosa que se emplean para su fijación adhesiva (adhesivos y medios cementantes).

La conducción de luz a través del poste para generar la activación de la polimerización es una variable clave cuando se emplean medios cementantes resinosos y sus adhesivos. La conducción de luz de fotoactivación también es muy variable entre los actuales postes de fibra. Un estudio reciente empleando microscopios de transmisión óptica de luz asociados con espectrómetros confirma que la capacidad de conducción de luz es muy variable entre los postes de fibra existiendo algunos que conducen la luz eficientemente y otros que no alcanzan valores mínimos indispensables para iniciar la fotoactivación.



Los postes de fibra blancos opacos no conducen la luz o lo hacen con valores mínimos cercanos al 1%.<sup>19</sup> **Fig.5.**

Las fibras de refuerzo pueden ser radiopacificadas previamente. Esta tecnología evita la incorporación de partículas de materiales radiopacos tales como bario o zirconio en la matriz resinosa que disminuyen el espacio para más fibras. Se brinda así a los postes de fibras una imagen radiográfica adecuada al tiempo que no se comprometen sus propiedades físicas. La menor radiopacidad se observa generalmente con los postes de fibra de carbono. En algunos postes de fibra, dada la escasa radiopacidad radiográfica que presentan se les incorpora un alma metálica.<sup>11</sup> **Fig.6.**



**Fig.6.** El aspecto radiográfico puede ser muy variable en los diferentes postes de fibra.<sup>11</sup>

### 3.7. Materiales de cementación.

Los agentes cementantes para postes más comunes son: fosfato de zinc, ionómero de vidrio, ionómero de vidrio modificados con resina y cementos de resina, esto no quiere decir que el eugenolato de zinc y el carbolxilato de zinc no sirvan para este fin. El cemento ideal para postes intrarraculares debería

tener un módulo de elasticidad menor que el de los otros componentes del sistema, alrededor de 7 Gpa además de ser resiliente y elástico, lo que permitirá el actuar como rompe-fuerzas en la zona donde se ejercen la mayor carga, ósea en la interface poste-dentina.<sup>7</sup>

El espacio entre una restauración indirecta y el diente se rellena con un cemento. Los mecanismos que mantienen una restauración sobre un diente preparado se pueden dividir en: cementos no adhesivos (mecánicos), unión micro-mecánica y adhesión molecular. En muchos casos funcionan combinaciones de estos mecanismos.

**Cementos o luting no adhesivos.** (Latín *lutum* = Barro). El agente luting servía principalmente como relleno de espacios y evitar la entrada de fluidos. Mantiene la restauración en su sitio al introducirse en las pequeñas irregularidades de las superficies del diente y de la restauración. Las paredes opuestas casi paralelas de un diente bien preparado hace imposible retirar la restauración sin romper las mínimas proyecciones del cemento que se introduce en los recesos de las superficies. El fosfato de zinc es el ejemplo más claro para este tipo de cementación.

**Unión micromecánica.** Los cementos de resina presentan una resistencia tensional de entre 30 y 40 MPa., magnitud cinco veces mayor a la que presenta el Fosfato de zinc. Utilizadas sobre superficies con pozos, proporcionan unión micromecánica efectiva. Esta tipo de unión permite preparaciones dentarias menos extensas.

**Adhesión molecular.** La adhesión molecular implica fuerzas físicas (uniones bipolares, de van der Waals y químicas-iónicas y covalentes - entre las moléculas de dos sustancias diferentes). Los cementos de policarboxilato y los ionómeros de vidrio poseen algunas propiedades adhesivas, si bien este

hecho se ve limitado por su fuerza cohesiva relativamente baja. La retención de las preparaciones todavía depende principalmente del hecho de que las paredes sean casi paralelas. Se ha conseguido un éxito limitado en el intento de desarrollar cementos de resina y agentes coupling que presenten una adhesión molecular durable y fuerte a la estructura dentaria.

Las aleaciones de metales nobles no resultan adecuadas para la adhesión molecular directa. Sin embargo, se puede adherir una fina capa de silano a una aleación de oro con un equipo especial de modo que sirva como agente de unión o acoplamiento mediante la unión química a los cementos de resina. Igualmente efectiva es una capa de electroplacado de estaño sobre una aleación de oro.

En cuanto a las cerámicas se puede aplicar un acoplador de silano a una porcelana rugosa, con ello se consigue adhesión al cizallamiento en exceso de fuerza cohesiva de la porcelana de aproximadamente 30 MPa en el laboratorio. En general estas uniones tienden a resultar más débiles después de ser sometidas a la prueba de termociclado en el laboratorio.<sup>2</sup>

### **3.7.1. Eugenolato de zinc.**

Los cementos basados en el óxido de zinc y eugenol no pueden provocar virtualmente inflamación pulpar siempre que no tengan un contacto directo con la pulpa. Durante mucho tiempo se han empleado como cementos temporales. Se ha intentado crear cementos permanentes más biocompatibles añadiendo ácido 0-etoxibenzoico (EBA) al óxido de zinc y eugenol y reforzándolo con óxido de aluminio y poli (metil metacrilato). Basándose en pruebas in vitro, se ha publicado que este tipo de cemento posee una fuerza adecuada, siendo menos soluble que el cemento de fosfato de zinc. Desgraciadamente, su comportamiento clínico resultó peor que su

comportamiento en el laboratorio. Los estudios in vivo han demostrado que se deteriora mucho más rápidamente en la boca que otros cementos. Hoy en día, los de óxido de zinc y eugenol son todavía muy utilizados para el cementado provisional.

### **3.7.2. Fosfato de zinc.**

Introducido por primera vez en 1878, el cemento de fosfato de zinc posee una alta fuerza compresiva (de 96 a 110 MPa). Presenta un pH de 3.5 en el momento del cementado y con frecuencia se la ha culpado de contribuir a la irritación pulpar. Sin embargo, Brännström y Nyborg no encontraron efecto irritativo sobre la pulpa debido al fosfato de zinc per se. Los barnices cavitarios reducen parcialmente la exposición de la pulpa al cemento, aunque desgraciadamente también reducen la retención. El cemento de silicofosfato de zinc, que se usa también desde 1878, presenta una elevada fuerza compresiva (152 MPa) y una fuerza tensional moderada (9.3 MPa). No obstante, el grosor de la película puede ser excesivo (88  $\mu\text{m}$  en la superficie oclusal bajo un colado). Por otra parte, también tiene un pH ácido que puede resultar dañino para la pulpa.

### **3.7.3. Carboxilato de zinc.**

Mientras que el cemento de policarboxilato tiene una fuerza tensional mayor que el fosfato de zinc, su fuerza compresiva a las 24 horas es menor. Su pH también es bajo (4.8) aunque debido al gran tamaño de la molécula de ácido poliacrílico existe una penetración aparentemente reducida en los túbulos dentinarios. Como resultado, parece provocar escasa irritación pulpar. Este cemento ha demostrado una fuerza de unión moderadamente alta al esmalte (9 MPa) y a la dentina (3.3 MPa). El policarboxilato también se une al acero inoxidable pero no al oro.

#### 3.7.4. Ionómero de vidrio.

El ionómero de vidrio posee muchas de las propiedades que se atribuyen a un cemento ideal. Su polvo se compone principalmente de cristales de calcio fluoroaluminosilicato, su contenido de flúor varía entre 10 al 16% de su peso. En algunas marcas, el líquido se presenta bajo la forma de una solución acuosa de copolímeros de ácido poliacrílico con ácido itacónico o maleico y ácido tartárico. En otras marcas, el ácido poliacrílico o el copolímero es seco y se incorpora al polvo, siendo el líquido simplemente agua o una solución de ácido tartárico.

El ionómero de vidrio se utiliza como material restaurador en Europa desde 1975 y en los EE. UU desde de 1977. Ha ido ganando popularidad como cemento gradualmente. Su fuerza compresiva (127 MPa) y su fuerza tensional (8 MPa) son bastante aceptables. Su unión a la estructura dentaria es comparable a la del policarboxilato. La unión de los cementos de ionómero de vidrio y de policarboxilato a la restauración metálica puede conseguirse mediante el estaño de las superficies internas de la restauración. El producto del ácido estaño-poliacrilico que recubre la capa de estaño de la restauración establece la unión.

El cemento de ionómero de vidrio es bacteriostático durante su fase de fraguado, liberando más flúor que el cemento de silicato. Se ha demostrado que este hecho reduce la solubilidad del esmalte adyacente y, por lo tanto, debe inhibir la caries secundaria. En un estudio llevado a cabo se encontró que el ionómero de vidrio resultaba un 65% más retentivo que el cemento de fosfato de zinc. En otro estudio, los premolares con incrustaciones cementadas con ionómero de vidrio fueron ligeramente más resiste a la fractura que los premolares con incrustaciones cementadas con fosfato de zinc.

El cemento de ionómero de vidrio no carece de inconvenientes. Su pH es incluso menor que el del cemento de fosfato de zinc durante el fraguado, por lo que se ha planteado cierta preocupación respecto a la hipersensibilidad postcementado. Dado que las moléculas de ácido poliacrílico o polimaleico empleadas en los ionómeros de vidrio son grandes, se asume que es menos probable que penetren en los túbulos dentinarios que el ácido fosfórico; por lo general, no se recomienda usar barnices.

### **3.7.5. Cementos de ionómero de vidrio modificados con resina.**

Se adhieren a la dentina por medio de mecanismos micro-mecánicos y químicos, su contracción de fraguado se ve compensada por su expansión higroscópica post maduración, al tener más proporción de ionómero que de resina las características del ionómero predominan en la cementación. La tendencia reciente ha sido hacia el desarrollo de los cementos de resina por que aumentan la retención y proporcionan la consolidación a corto plazo de la raíz.<sup>7</sup>

### **3.7.6. Cementos Resinosos.**

Los cementos resinosos demuestran fuerzas iniciales mejores que los de ionómero de vidrio.<sup>7</sup> Poseen una composición semejante a la de las resinas compuestas restauradoras. Una matriz formada por Bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato) o UEDMA (uretano dimetacrilato) y monómeros de bajo peso molecular, como TEGMA (trietilenoglicol dimetacrilato). Estos poseen también agrupamientos funcionales hidrofílicos para promover la adhesión a la dentina como el HEMA (hidroxietil metacrilato), el 4-META (4-metacriloxietil trimelitano anidro) y el MDP (10-metacriloxidecil dihidrógeno fosfato). Por su gran variedad de colores y alta resistencia están indicados para la cementación de coronas total-cerámica.<sup>9</sup>

### 3.7.7. Cementos Auto-adhesivos.

Introducidos recientemente a la práctica clínica, representan una alternativa innovadora a los cementos resinosos tradicionales, ya que reúnen ventajas significativas de los otros cementos como; fácil manejo de los cementos convencionales, capacidad de auto-adhesión y la liberación de flúor del ionómero de vidrio, así como propiedades mecánicas; estabilidad dimensional y retención micro-mecánica alcanzada por los cementos resinosos.

De técnica de un solo paso tras la mezcla de la pasta base y catalizadora, o la activación de las capsulas; el material se aplica directamente sobre la superficie a adherir con lo cual se elimina errores de manipulación, se reduce la incompatibilidad entre adhesivos auto-grabadores simplificados, así como los cementos resinosos quimiopolimerizables o de tipo dual; la polimerización está garantizada por el concepto del cemento de ionómero de vidrio, permitiendo de una extensiva cadena entre cruzada del cemento y la creación de polímeros de alto peso molecular. Una de las razones principales para el uso de estos cementos es la reducida sensibilidad post-operatoria, ya que estos cementos se aplican sobre la dentina cubierta con barrillo dentinario, además de la buena estética, las propiedades mecánicas y a la interacción micro-mecánica con los sustratos dentales, estos cementos se acercan a los cementos resinosos convencionales.

El mecanismo de adhesión consta de una retención micro-mecánica e interacción química entre los monómeros ácidos del cemento y el componente mineral (hidroxiapatita) de la dentina. El cemento es capaz de desmineralizar y simultáneamente infiltrar el sustrato dental, actuando aun en presencia del barrillo dentinario. El mecanismo de polimerización se realiza tras la exposición a la luz o según un mecanismo de quimiopolimerización, ya que pertenecen al grupo de los cementos duales.<sup>7,12.</sup>

La reacción entre los grupos ácidos y el relleno alcalino asegura la neutralización de los monómeros ácidos, esta reacción acido-base libera agua que favorece al comportamiento hidrófilo del cemento limitando la influencia de la humedad típica de este sustrato; el agua se comporta como un tapón necesario para que el cemento desarrolle propiedades más hidrofobias y no incorpore el agua resultante de la trasudación de los fluidos a través de los túbulos dentinarios.

Algunos autores señalan que a pesar del desarrollo de nuevos materiales para mejorar la adhesión en el conducto radicular, en la mayoría de los casos de fracasos de las restauraciones con poste de fibra depende de la pérdida de retención a nivel de la interface cemento-dentina, lo que sugiere que la dentina radicular es un sustrato poco favorable. Mayores fuerzas de adhesión entre poste-cemento-dentina son deseables para formar un monobloque que asegure la longevidad de la restauración sin embargo es poco predecible.<sup>7</sup>

#### **4. Planteamiento del Problema.**

En la literatura se cuenta con un amplio panorama sobre estudios comparativos de fuerzas traccionales (fuerzas al desalojo) en postes prefabricados, sin embargo los estudios a cargas compresivas son algo escasos, esto debido probablemente, a que los postes prefabricados de titanio con un módulo elástico moderado y los de fibra de vidrio considerablemente más bajo, han dejado de considerarse como una amenaza para causar fracturas radiculares, al contrario de lo que se reportaba con los postes colados, que representaba uno de sus principales inconvenientes. Esto aunado a otra variante que representa la selección de los cementos, que en este caso se optó por los de resina de curado dual con sistema auto-adherible (sin grabado ácido) por ser los de mayor demanda en la actualidad. En el



presente estudio se espera obtener resultados valiosos al someter este complejo de variantes a cargas compresivas en la maquina universal Instron y comprobar si ¿Realmente los postes prefabricados representan menor riesgo de fractura? ¿Cuál de los tres sistemas resistirá más las cargas compresivas? O ¿Cuál de los tres sistemas presentará menor deformación?

## 5. Justificación.

El presente estudio pretende generar datos comparativos valiosos sobre cargas compresivas de tres sistemas de postes prefabricados, que sumados a los estudios sobre fuerzas traccionales, sean de utilidad al clínico para elegir con un criterio comprobado a la hora de seleccionar un sistema de postes prefabricados.

## 6. Hipótesis

- ✓ **Verdadera:** Los valores de resistencia compresiva que se obtengan de los postes de titanio serán ligeramente más altos que los reportados por los postes de fibra de vidrio, representando un probable riesgo de fractura radicular.
  
- ✓ **Nula:** Los valores de resistencia compresiva que se obtengan de los postes de titanio serán semejantes a los reportados por los postes de fibra de vidrio, sin representar algún tipo de riesgo de fractura radicular.

## 7. Objetivos.

### 7.1. Generales.

- ✓ Evaluar el comportamiento in vitro de los conductos, las raíces y las restauraciones con postes de 15 muestras de dientes con tratamiento

de conductos (endodonciados) de divididos en tres grupos por tres sistemas de postes prefabricados, cementados con cemento dual autoadherible sometidos a cargas compresivas experimentales.

## 7.2. Específicos.

- ✓ Comparar, analizar y graficar los datos que se obtengan de la medición de cargas compresivas.
- ✓ Evaluar por medio de la observación al microscopio los hallazgos de cambios estructurales que pudieran haber sufrido tanto el diente, el cemento o el poste después de las pruebas en la maquina Instron.
- ✓ Con los datos encontrados, realizar la discusión y formular las conclusiones del estudio.

## 8. Método y Materiales.

### 8.1. Tipo de estudio.

- ✓ **Transversal**, al realizar el estudio comparativo (observación) de las variables simultáneamente en un tiempo determinado.
- ✓ **Experimental**, al comparar en el Laboratorio de Biomateriales de la Facultad de Odontología de la UNAM, el grado de resistencia a la compresión en dientes restaurados in vitro con postes prefabricados cementados con cemento dual aplicando fuerzas experimentales.

## 8.2. Universo de estudio.

Dientes; premolares estructuralmente completos, de origen humano, de reciente extracción (menor a tres meses).

## 8.3. Criterios de Inclusión.

- ✓ Primeros premolares mandibulares unirradiculares.
- ✓ Con raíces rectas de  $0^0$  a  $10^0$ , sin dilaceraciones.
- ✓ Sin caries radicular.
- ✓ Estructuralmente completos.
- ✓ Morfología anatómica similar.
- ✓ Recientemente extraídos (menos de tres meses).

## 8.4. Criterios de Exclusión.

- X Premolares maxilares multirradiculares.
- X Con dilaceraciones marcadas.
- X Con caries.
- X Con presencia de fracturas.

## 8.5. Variables

### ➤ Dependiente

- Tres sistemas de postes prefabricados cementados con cemento dual.

### ➤ Independiente.

Resistencia a la compresión: **(cuantitativa, continua).**

- Cargas máximas (KN).
- Compresión máxima (MPa).
- Deformación máxima (mm/mm)

## 8.6. Metodología.

### 8.6.1. Integración de la Muestra.

De acuerdo al tiempo asignado para el estudio se determinó formar la muestra seleccionando quince dientes naturales de origen humano unirriculares (mandibulares) de reciente extracción, sin caries y estructuralmente completos, divididos al azar en tres grupos (a, b y c) (**Fig.7**), después de lavarlos y desinfectarlos con hipoclorito de sodio al 5.25 % para posteriormente almacenarlos con solución fisiológica en un horno ambientador a 37 °C.

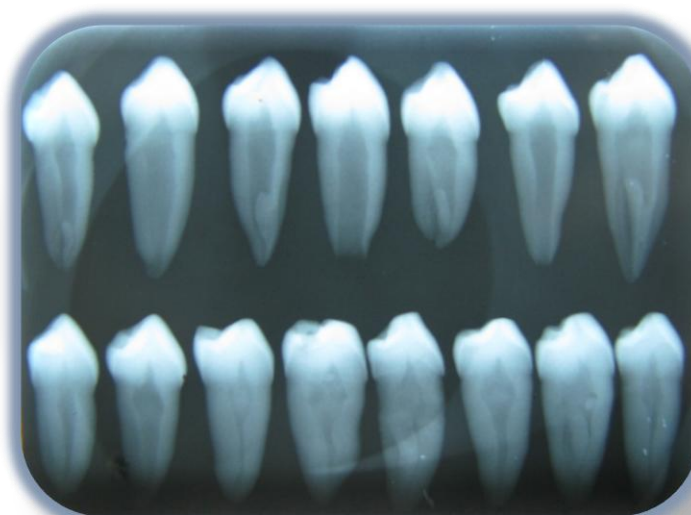


**Fig.7. Conformación de la Muestra. Se seleccionaron quince dientes que cumplirán con los criterios de inclusión de un grupo de 38 dientes.**

### 8.6.2. Tratamiento Endodontico.

Se tomó radiografía inicial de todos los dientes antes de realizar el tratamiento de conductos. **(fig.8)**. Se realizaron los accesos camerales con fresa de diamante de bola del No. 6 para esmalte y se terminó de conformar el acceso con fresa de carburo tipo bat del No. 4 con turbina de alta velocidad y agua en spray **(fig.9)**.

**Fig. 8.** Radiografía inicial de todas las muestras en una vista interproximal.



**Fig. 9.** Realización del acceso con pieza de mano de alta velocidad con agua en spray y fresa de diamante del No 6.

Se tomó conductometría con lima tipo K-File colorinox del no. 20 (Dentsply Maillefer®). Se estableció la longitud de trabajo restando 2mm por arriba del foramen apical. Se realizó trabajo biomecánico manual con técnica paso atrás (Step-Back) apico–coronal de fuerzas balanceadas, en el tercio apical se instrumentó iniciando de la lima no. 20, 25, 30, 35, hasta terminar el asiento apical con lima tipo K- File del No. 40, de ahí en retroceso cada milímetro hacia coronal con incrementos de diámetro de lima (45, 50, 55, 60, 70) hasta llegar a la no. 80 (**fig.10**). En cada cambio de lima se realizó abundante irrigación con hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5.25 % (**fig.11**).



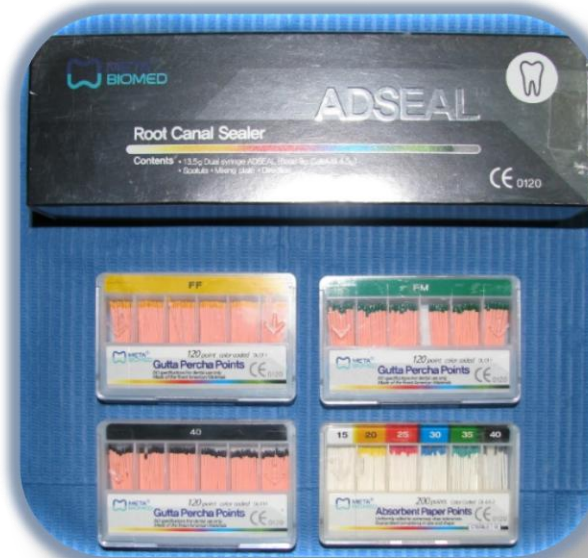
Fig. 10. Instrumentación del conducto con limas tipo K-File colorinox (Dentsply Maillaefer) 1ª y 2ª serie.

Fig. 11. Irrigación abundante con hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5.25 % en cada cambio de lima.





Una vez terminado el trabajo biomecánico, se procedió a la obturación del conducto radicular con el sistema sellador (Adseal Root de la casa Meta Biomed®) (**fig.12**) a base de resina epoxy en presentación de pasta-pasta. Previamente se lavó y secó el conducto con puntas de papel. Se utilizó puntas maestras del no. 40 y accesorias fina-fina y fina-media obturando con espaciador manual (DG16) con técnica de condensación lateral.



**Fig. 12. Sistema sellador** Meta Biomed®. Cemento, puntas de papel, puntas de gutapercha; maestras y accesorias.



**Fig. 13. Presentación del** cemento pasta-pasta.



**Fig. 14. Espatulado del cemento** (forma de hebra).



Fig. 15. Vista lateral de dientes obturados con puntas de gutapercha (forma de penacho).

### 8.6.3. Corte de las coronas.

Una vez terminadas las endodoncias, se procedió a realizar el corte de las coronas de los dientes en la unión cemento- esmalte, para lo cual se adaptaron las muestras en una regla de plástico sujetadas con acrílico auto-polimerizable translucido (**fig. 16**) para posteriormente someterlas al corte en Thin Sectioning Machine- Gillings- Hamco (**fig. 17 y 18**).



Fig. 16. Adaptación de las muestras a la regla con acrílico.





Fig. 17. Cortadora: (Thin Sectioning Machine- Gillings- Hamco).

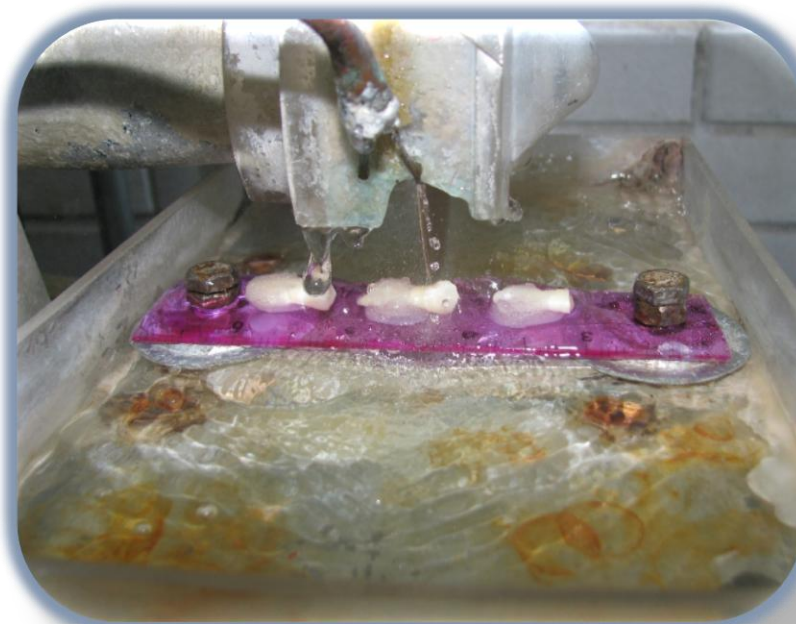


Fig. 18. Cortes transversales de las coronas en la unión cemento esmalte con disco de diamante de doble luz (0.3mm) e irrigación con agua.

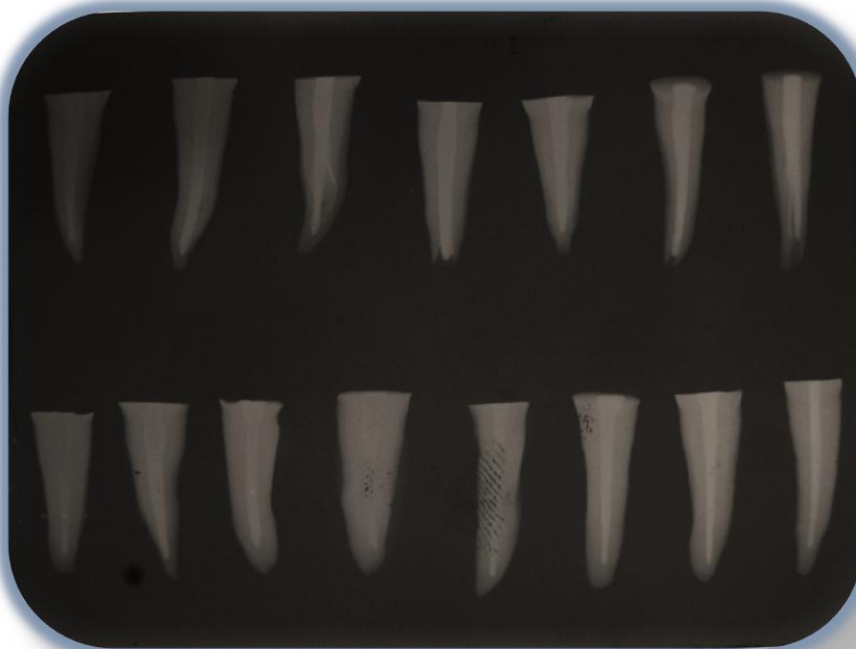


Fig. 19. Radiografía vestibulo-lingual de los dientes endodonciados y cortados.

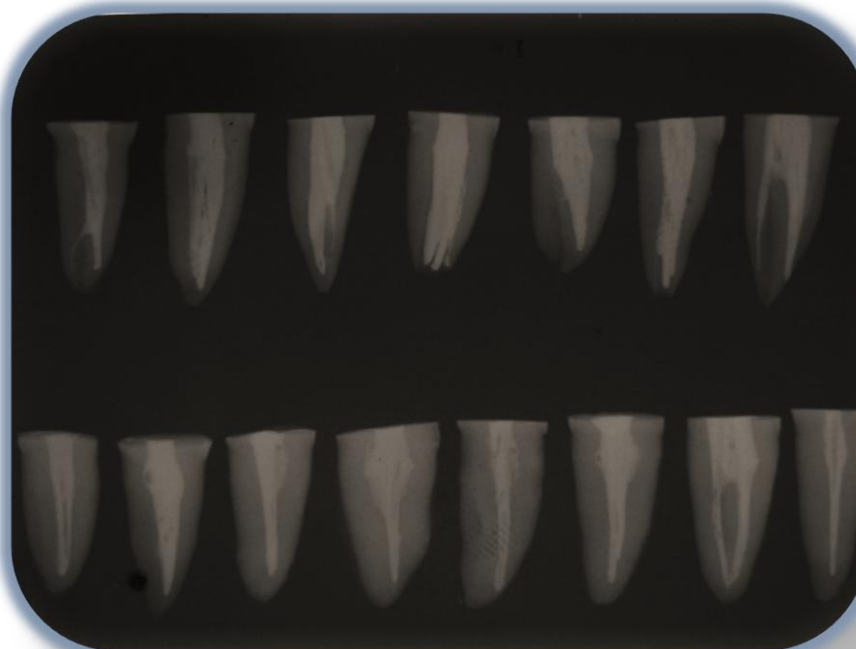


Fig. 19. Radiografía mesio-distal de los dientes endodonciados y cortados.

### 8.6.4. Características de los Postes prefabricados.



**Fig. 20. Grupo A. Rebilda Post®.**  
 Tamaño: 1.2 x 19 x .65 mm.  
 Composición del material:  
 Composite reforzado con fibra de vidrio.  
 Tono (si aplicable):  
 Translúcido (27,2%)  
 Forma (recto/cónico):  
 Cilíndrico-cónico  
 Módulo de elasticidad a 30°:  
 24 GPa.  
 Radiopaco: 350% Al.  
 Fresa piloto:  
 Cilindro-cónica de 1.2 x 25 x.65 mm.  
\*Datos del fabricante\*

**Fig. 21. Grupo B. Titanio Edenta®**  
 Tamaño: vástago 1.5 x 13 mm.  
 Tamaño: cabeza 3 x 3.85 mm.  
 Composición del material:  
 Titanio (Ti6Al4V)  
 Tono (si aplicable):  
 Opaco metálico  
 Forma (recto/cilíndrico):  
 Vástago cilíndrico, cabeza en forma de pino  
 Módulo de elasticidad: 110 GPa  
 Fresa piloto: Cilíndrica de 1.5 x 25 mm.  
\*Datos del fabricante\*



**Fig. 22. Grupo C. Reforpost Angelus®**  
 Tamaño: 1.3 x 20 mm  
 Composición del material:  
 Fibra de vidrio 80%, resina epoxi 20%.  
 Tono (si aplicable): Blanco opaco.  
 Forma (recto/cilíndricocónico):  
 Cilíndrico con conos superpuestos  
 Resistencia flexural:  
 900 GPa.  
 Radiopacidad: 2.5mm 99% Al.  
 Fresa piloto: Fresas Peeso 1-6.  
\*Datos del fabricante\*

### 8.6.5. Calibración de los Postes.

Se calibraron los postes prefabricados calculando su masa en la balanza analítica (fig.22) y midiendo su diámetro así como su longitud con un calibrador vernier (absolute digimatic multitojo) (fig. 23, 24 y 25) para calcular el área e ingresarlos al software de la maquina Instron 5567.



Fig. 22. Balanza analítica (adventurer OHAUS). Maseo de postes prefabricados.



Fig. 23. Calibración del grupo (A) fibra de vidrio Rebilda®.



Fig. 24. Calibración del grupo (B) Metálicos titanio Edenta®.



Fig. 25. Calibración del grupo (C) fibra de vidrio Angelus®.



### 8.6.6. Cementación de los Postes.

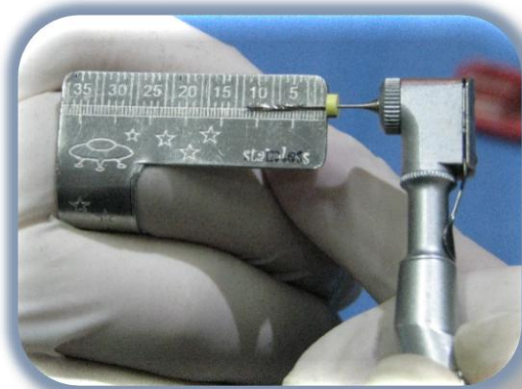
Para la colocación de los tres sistemas de postes prefabricados; Fibra de vidrio: Rebilda voco® (A), Reforpost Angelus® (C). Titanio: Edenta® (B). Se utilizó cemento con composite de curado dual altamente radiopaco, fluido, para cementación de postes reforzados con fibras (Rebilda DC voco®) utilizando el drill (fresa conformadora del conducto) piloto para cada sistema (**fig.26**).



**Fig. 26. Materiales para la cementación. Dientes, postes, driles, cemento de curado dual, y adhesivos.**

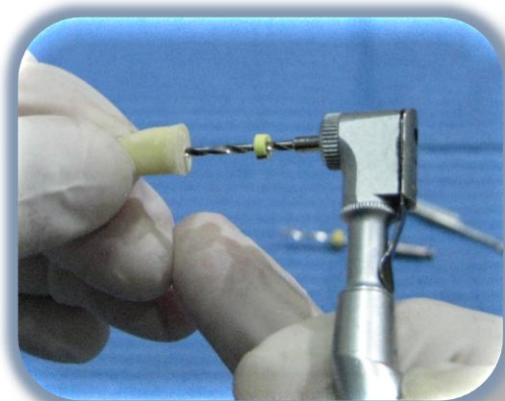
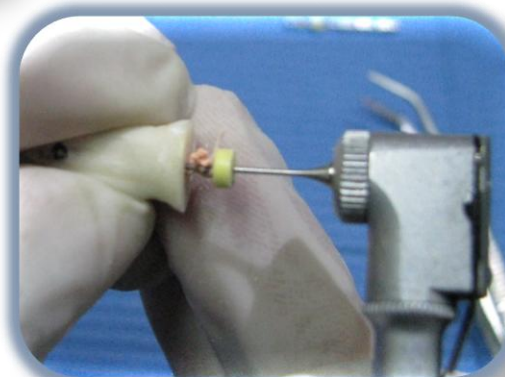
En cada muestra se desobtuvo el conducto de la gutapercha con fresas Peeso (del 1 al 6 dependiendo el diámetro del conducto en cada caso) controlando la longitud de penetración, midiendo las fresas usando topes de hule y regla de anillo milimétrica, (**fig. 27 y 28**) posteriormente se terminó de conformar el

conducho con las fresas piloto para cada sistema (**fig.29**). Los postes se adaptaron al conducho en cuanto a longitud (**fig.30-35**) respetando el principio endodóntico; de dejar 4 mm de gutapercha en el tercio apical, así como el protésico; sobresaliendo 4 mm del conducho en la parte coronal, que es el promedio necesario para la conformación del muñón (que no se realizó para este estudio).



**Fig. 27. Calibración de la fresa peso con tope de hule.**

**Fig. 28. Desobturación del conducho de la gutapercha.**



**Fig. 29. Conformación del conducho con fresa piloto**

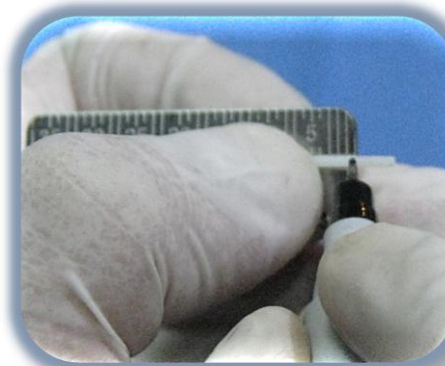


Fig. 30 y 31. Marcaje de los postes antes de córtalos.

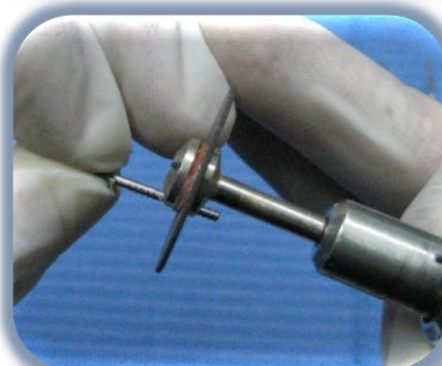


Fig. 32 y 33. Corte de los postes; los de titanio con disco de carburo y los de fibra de vidrio con disco de diamante de doble luz.



Fig. 34 y 35. Presentación de los postes en los conductos previos a su cementación.



Posteriormente se lavaron los conductos con hipoclorito de sodio y secaron con puntas de papel. Los postes se limpiaron con alcohol para eliminar posibles residuos de grasa. Se continuó con la cementación siguiendo las indicaciones del fabricante (no se realizó grabado ácido), se mezcló y aplicó el adhesivo en el conducto con los aplicadores del sistema (**fig.36**). Se administró el cemento por medio de las cánulas de auto-mezclado dentro del conducto (**fig.37**) para después introducir el poste ejerciendo ligera presión. Se fotopolimerizó por 40 segundos con luz azul con una lámpara (Bluephase N de Ivoclar vivadent®) (**fig.38**) calibrada a 800 mw/cm<sup>2</sup> con un radiómetro (LED Radiometer®) en el laboratorio (**fig.39**).



Fig. 36. Mezcla y aplicación del adhesivo.



Fig. 37. Aplicación del cemento dentro del conducto.

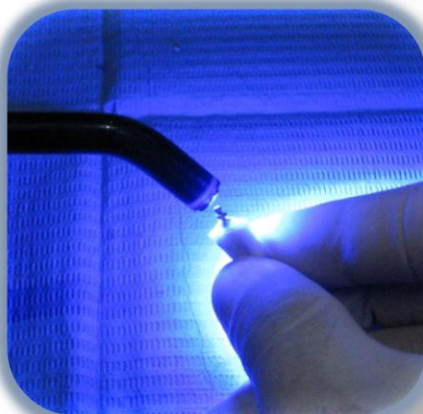


Fig. 38. Fotopolimerización del sistema.



Fig. 39. Calibración de la lámpara.





Fig. 40. Radiografía vestibulo-lingual de las muestras con los postes cementados.

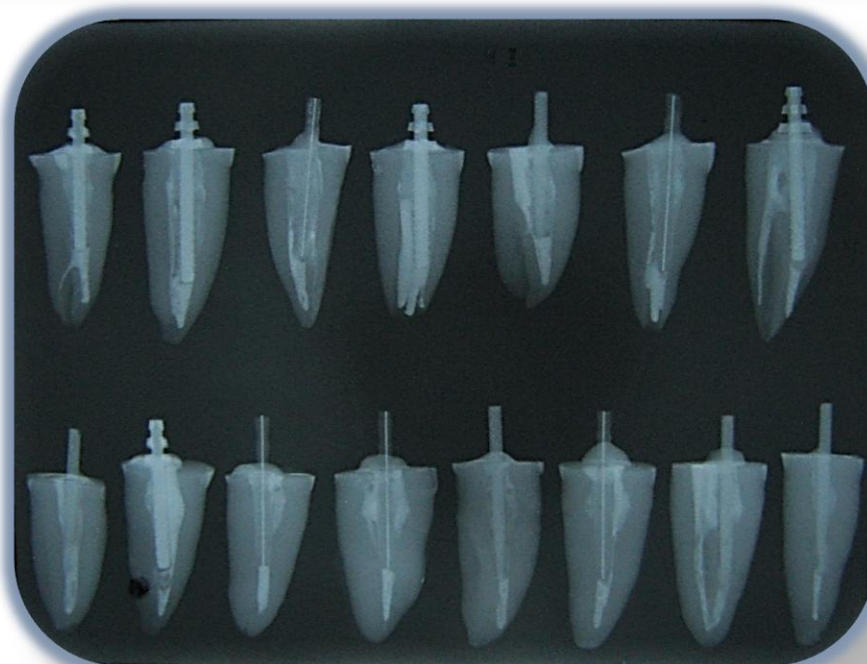


Fig. 41. Radiografía mesio-distal de las muestras con los postes cementados.

### 8.6.7. Conservación de las muestras.

Después de cementar los postes, las muestras se conservaron por grupos en agua bidestilada y se almacenaron en el Ambientador Felisa® a 37<sup>0</sup> C por 48 horas antes de someterlos a la prueba de compresión



Fig. 42. Conservación de las muestras por grupos en agua bidestilada.

Fig. 43. Horno Ambientador Felisa®.



### 8.6.8. Pruebas de compresión.

Para la realización de las pruebas de compresión fue necesario embeber las muestras en acrílico autopolimerizable en forma de cilindro (**fig.44**) para mantenerlas verticales. Las pruebas se realizaron en la Máquina Universal de Pruebas Instron 5567 del laboratorio de Biomateriales de Posgrado, Facultad de Odontología, UNAM (**fig.45**). Se procedió a colocar las muestras en la platina de la máquina, enseguida se aproximó la celda de compresión hasta hacer el mínimo contacto con el poste, después de ingresar los datos de diámetro y longitud del poste de cada muestra al software de la Instron. Se inició la prueba en cada muestra a una velocidad de 1mm/min (**fig.46-48**).

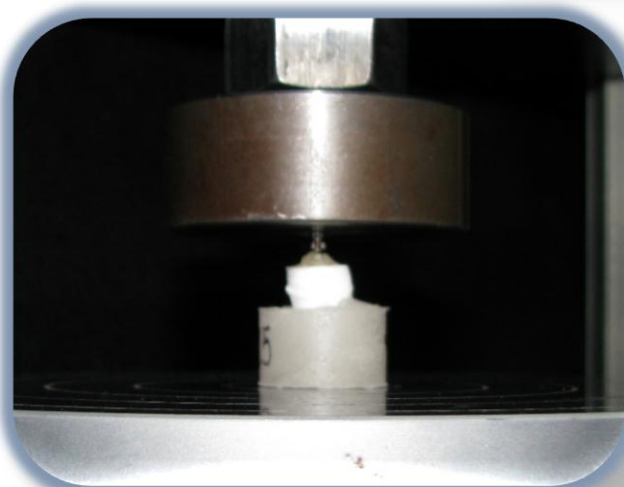


Fig. 44. Muestras embebidas en bases de acrílico.

Fig. 45. Máquina de Pruebas Universales Instron 5567.

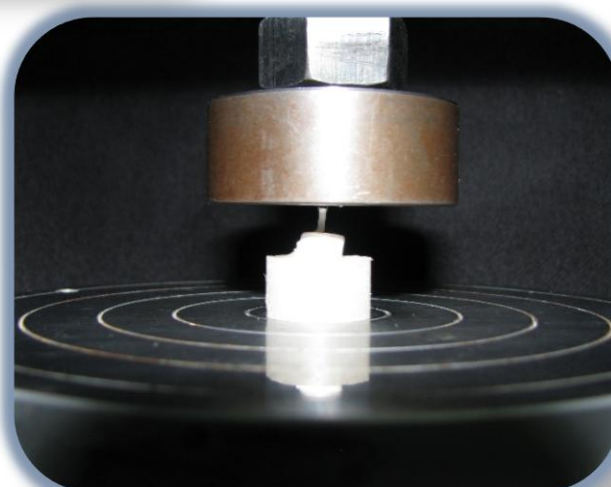


**Fig. 46. Aproximación de la celda de compresión al poste de la muestra.**



**Fig. 47. Compresión de una muestra de poste de titanio.**

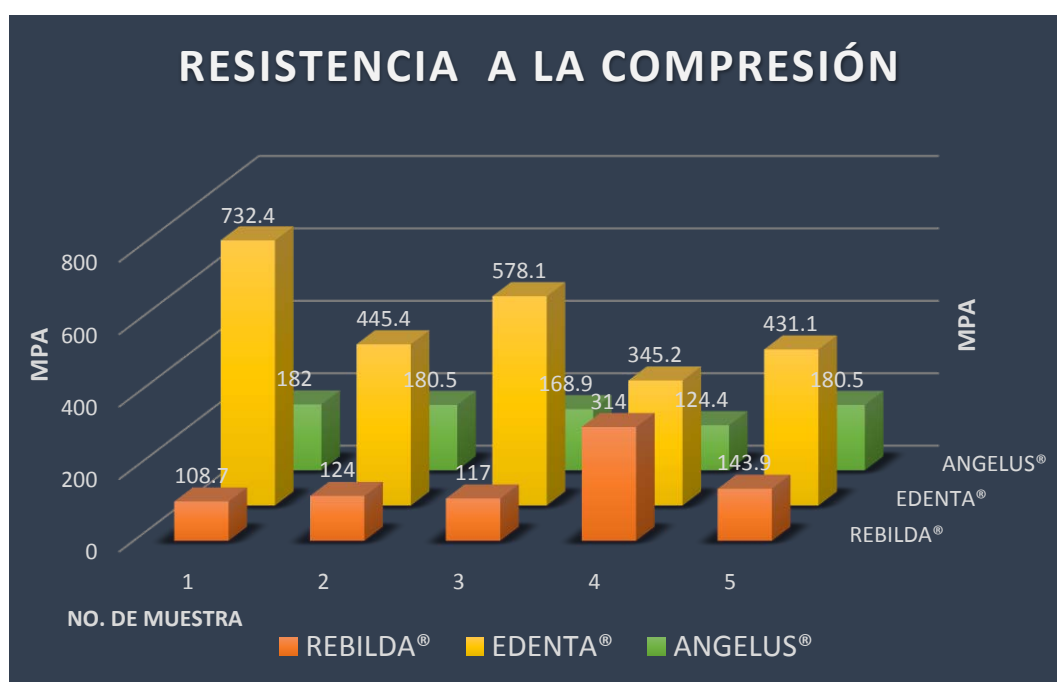
**Fig. 48. Compresión de una muestra de poste de fibra de vidrio.**





## 9. Resultados.

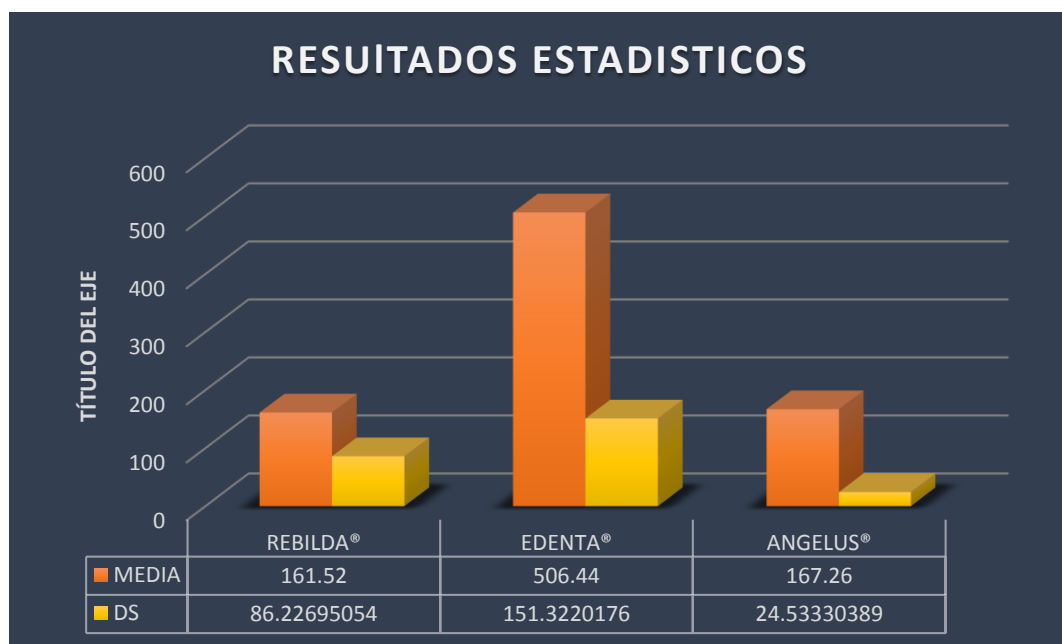
En cada prueba de compresión, el software de la maquina Instron arrojo datos de resistencias máximas a cargas máximas, los datos se compilaron por grupos y se graficaron (**Graf.1**), se obtuvo la media así como la desviación estándar por grupos de muestras, donde se observó comportamientos similares en los grupos fibra de vidrio, al contrario del grupo de titanio donde los datos fueron considerablemente superiores (**Graf.2**).



**Grafica 1. Resultados de resistencia a la compresión por grupos y número de muestra.**

Se realizó el análisis estadístico de los resultados por medio del software *Sigma stat. Versión 3.2-2006*, utilizando la prueba de *Tukey* de comparación de grupos donde se encontró que:

- a) No existen diferencias estadísticamente significativas entre los postes prefabricados de fibra de vidrio del grupo A (Rebilda®) y del grupo C (Angelus®), al ser: ( $p > 0.05$ ).
- b) Existen diferencias estadísticamente significativas de los postes prefabricados de fibra de vidrio de los grupos A y C (Rebilda® y Angelus®) con respecto a los postes prefabricados de titanio (Edenta®) del grupo B, donde: ( $p < 0.001$ ).



**Grafica 2. Resultados estadísticos de resistencia a la compresión por grupos.**

Por otro lado los resultados obtenidos de las observaciones de las muestras al microscopio, después de haberlas sometido a las pruebas de compresión, arrojaron que:

- El grupo A de los postes prefabricados de fibra de vidrio (Rebilda®), con una media de 161.52 MPa de resistencia a la compresión, solo mostro

daños o alteraciones estructurales en el primer milímetro del poste (el extremo que estuvo en contacto con la celda de compresión) (**fig.49**), las cuales fueron, el desprendimiento evidente de las fibras con respecto al material de unión entre ellas, sin que se observara fractura o agrietamiento en la continuidad de las fibras (**fig.50 y 51**), lo que hace suponer, una alta capacidad de resiliencia. En el resto de la estructura del poste, cemento remanente y dentina no se le observo ningún indicio de alteración que hiciera presumir algún tipo de fractura.

- El grupo B de los postes prefabricados de titanio (Edenta®), con una media de 506.44 MPa de resistencia a la compresión; solo mostro ligeros daños de deformidad estructural en la superficie que tuvo contacto con la celda de compresión (**fig.52**), sin que se observara inclinaciones o flexiones a lo largo del tallo del poste (**fig.53**), sin embargo si se observaron ligeras fracturas del cemento remanente (**fig.54**), lo que hace evidente que el poste transmite hacia el cemento gran parte de las fuerzas compresivas que recibe. En la dentina no se observó cambio evidente.
  
- El grupo C de los postes prefabricados de fibra de vidrio (Angelus®), con una media de 167.26 MPa de resistencia a la compresión, ligeramente arriba que los del grupo A, probablemente debido a que se les observo en el centro de su estructura un refuerzo metálico que pudiera sumarse en resistencia a las fibras de vidrio (**fig.55**), sin embargo en este grupo si se mantuvieron flexionadas las fibras desprendidas al igual que el refuerzo metálico pero solo en el primer milímetro y medio del poste que estuvo en contacto con la celda de compresión (**fig.56**), el resto de la estructura del poste al igual que el cemento y la dentina se mantuvieron sin cambios estructurales.

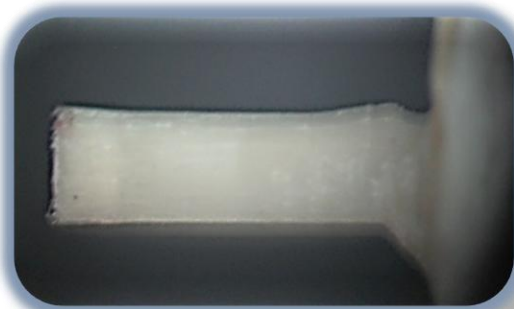


Fig. 49. Poste de fibra Rebilda®.  
Primer milímetro con daños evidentes.

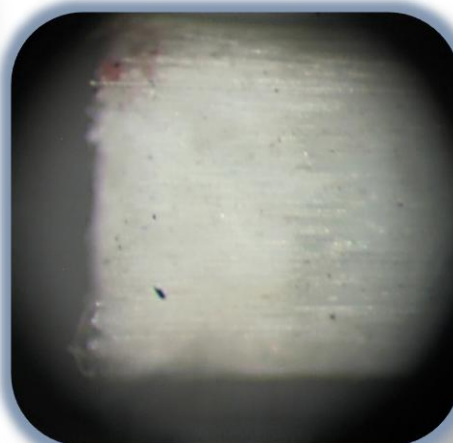


Fig. 50 y 51. Postes de fibra  
Rebilda®. Separación de las fibras  
entre sí. (Efecto de floreo)

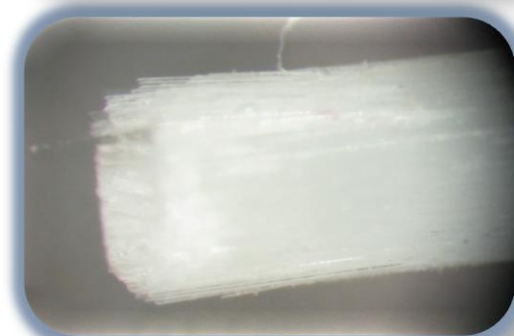


Fig. 52. Poste de titanio Edenta®.  
Ligera deformidad estructural en  
superficie superior del poste.



Fig. 53. Poste de titanio Edenta®.  
El resto de la estructura no sufrió  
cambios.





Fig. 54. Poste de titanio Edenta®. Se observan fracturas del cemento remanente.

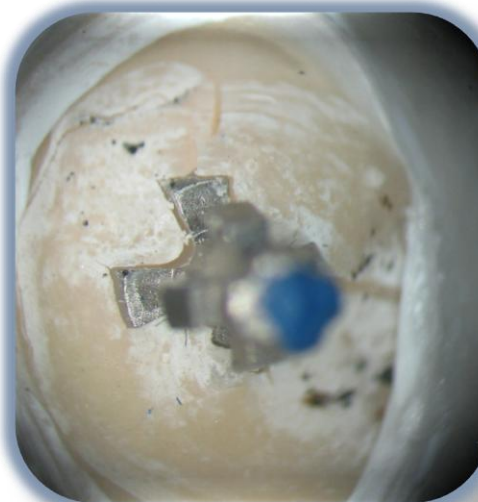


Fig. 55. Poste de fibra de vidrio Angelus®. Se observa separación de las fibras y vencimiento del refuerzo metálico.

Fig. 56. Poste de fibra de vidrio Angelus®. Separación y flexión de las fibras de vidrio.



## 10. Discusión.

Con base a los resultados obtenidos en el presente estudio sobre resistencia a la compresión de tres sistemas de postes prefabricados, se puede establecer, que los tres sistemas reportaron un comportamiento por debajo (titanio 506 MPa, fibra de vidrio 167 MPa) a los niveles de módulo de elástico documentados en la literatura; titanio 110 GPa reportado por Gil<sup>4</sup>, fibras de vidrio de 18 a 24 GPa según Calibria<sup>12</sup>. Sin embargo aunque los datos obtenidos fueron sensiblemente menores, la diferencia entre los postes de titanio con respecto a los de fibra de vidrio se mantiene en una proporción 5 a 1. Manteniéndonos en el entendido que los postes de titanio resisten más las cargas sobre los postes de fibra y según lo observado no representan ninguno de los tres sistemas riesgo inminente de fractura para la dentina.

En cuanto a las variaciones en el diámetro de los postes prefabricados en donde Purtón y Payne<sup>18</sup> refieren que cuando mayor sea el modulo elástico del material utilizado por el poste, menor diámetro se necesitara para conseguir una resistencia equivalente, este fenómeno se podría considerar como cierto con los datos obtenidos entre los grupos de postes de fibra de vidrio estudiados; grupo A Rebuilda® y grupo C Angelus®. Donde se observó que los postes del grupo A con un diámetro promedio menor de 1.15 mm con respecto al diámetro en promedio del grupo C de 1.3 mm. Demostraron diferencia en los datos de resistencia a la compresión de 161 MPa del grupo A, menor a los del grupo C de 167 MPa, diferencias que bien se podrían atribuir a este principio antes referenciado.

En cuanto al cemento de resina de curado dual, en base a lo que reporta Cedillo<sup>7</sup>; cuanto más se aproxime la forma del poste y la del cemento a la de la raíz, mejor será la capacidad de soportar cargas ejercidas. Sumado a lo

referido por Scotti<sup>10</sup>; dependiendo del agente cementante para su retención al igual que para disipar las cargas funcionales provenientes de la masticación. Podemos inferir de acuerdo a lo observado, que el cemento de resina de curado dual participa de manera evidente en la aproximación del poste a la forma del conducto, participando de manera clave en la distribución de las cargas compresivas de la masticación.

Un fenómeno que se observó en el estudio y que no se encontraron referencias de manera concreta en la literatura, es la relación que pudiera existir entre la angulación del eje longitudinal del poste dentro del conducto con respecto a la aplicación de las fuerzas compresivas (que pudieran transmitir dichas fuerzas de manera distinta), ya que se observó sobre todo dentro del grupo B (postes prefabricados de titanio) diferencias significativas entre sí, en los datos de resistencia a la compresión reportados por cada muestra, lo cual bien pudiera sugerir alguna relación directa de los datos obtenidos con estas variaciones.

Por último según lo establecido por Shillingburg<sup>2</sup>: Los dientes posteriores deben tratarse de forma diferente debido a su superficie oclusal dividida de forma natural, existe un riesgo de fractura vertical bajo las fuerzas oclusales, el tratamiento mínimo para un molar o premolar tratado endodónticamente consiste en una restauración colada con recubrimiento oclusal. De acuerdo a sus propiedades reconocidas y a las reportadas en el presente estudio (alta resistencia compresiva sin riesgo aparente de fractura a la dentina) se puede sugerir como opción alterna a lo antes mencionado, el uso de los postes prefabricados de titanio en la rehabilitación protésica de dientes posteriores.

## 11. Conclusiones.

Es importante señalar dentro de las conclusiones la confirmación positiva de la hipótesis verdadera. Ante los datos recogidos del presente estudio, los cuales a su vez evidenciaron parcialmente lo encontrado en la literatura sobre la resistencia de los postes prefabricados de titanio, los cuales se comprobó, ser medianamente superiores (506 MPa) a los datos de la resistencia a la compresión presentada por los postes de fibra de vidrio (167 MPa). En cuanto al cemento de resina de curado dual utilizado para las pruebas de cargas compresivas, no se le atribuye influencia significativa en los datos obtenidos, ya que para este estudio, sus propiedades adhesivas y de retención no fueron puestas directamente a prueba como con los estudios realizados a cargas tensionales (al desalojo).

Se considera importante hacer énfasis en señalar la diferencia en la naturaleza de la mayoría de los estudios sobre postes prefabricados, los cuales se basan primordialmente en la resistencia que tienen estos hacia el desalojo, resultando en una evidente escases de los antecedentes disponibles para realizar una comparación del presente estudio (comparativo de resistencia a la compresión de tres sistemas de postes prefabricados) con los de mayor oferta encontrados en la literatura. Finalmente, de acuerdo a la experiencia obtenida en este estudio, se reconocen la intervención de múltiples factores, tanto de materiales como de técnicas; tipo diente a tratar (uni o multirradicular), tipo de poste, tipo de cemento, tipo de restauración protésica (metálica o de alta estética), número de sesiones para su colocación, costos, etc., que se presume pudieran repercutir directamente en el éxito (permanencia en boca) de este tipo de tratamientos de rehabilitación protésica. Todos estos son factores importantes a los que el clínico se enfrenta para la elección de un poste intrarradicular, es por esto que se hace evidente la importancia del estudio constante sobre estos sistemas.

## 12. Bibliografía.

1. Philip L. Nick A. Phillip T. Práctica clínica en endodoncia. Madrid, Ripano, 2009. Pp: 5-6, 55-68.
2. Shillingburg H. Hobo S. Whitsett L. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Barcelona. Ed. Quintessence. 2002. Pp: 191-206, 400-411.
3. [http://www.oocities.org/boliviadental/artic/Historia\\_protesis\\_fija.pdf](http://www.oocities.org/boliviadental/artic/Historia_protesis_fija.pdf)
4. Gil F.J. Planell J.A. Aplicaciones biomédicas del titanio y sus aleaciones. Biomecánica-Originales. 1993. Universidad Politécnica de Cataluña, España. Pp 33-42.
5. Chávez ND. Resistencia a la fractura de piezas dentales restauradas con anclejes de Fibra de Carbono y colados- Estudio in vitro. UNMSM. 2002. Lima Peru.Pp:1-35
6. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparrambil Jp, Neuman K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. Int Endod J 2006; 39(10) 809-818.
7. Cedillo J.J, Espinosa R. New trends in post cementation. ADM. 2011;68(4): 196-206.
8. Ojeda F, Puente F, Goldaracena MP, Montero VM. Estudio in vitro de resistencia a la fractura de dientes tratados con endodoncia y restaurados con dos sistemas de postes. ADM 2011;LXVIII;290-297.
9. Celis J E, Cáceres A, Cabrera J C. Comparision of resistance in precat post eviction uniradicular teeth: an in vitro study. Ustasalud. 2013; 12; 55-62.
10. Scotti R, Ferrari M. Pernos de fibra, bases teóricas y aplicaciones clínicas. España: Editorial Masson, 2004. Pp. 1-4, 7-12, 15-22.
11. Bertoldi A. Criterios para la selección de postes de base orgánica reforzados con fibras (PBORF).RAAO.2012:1:37-52.

12. Calabria H. Postes prefabricados de fibra. Consideraciones para su uso clínico. *Odontoestomatología*.2010; vol. XII. No.16: 4-22.
13. Jiménez M. New generation of aesthetic core of resin reinforced with glass fibers. Presentation of a clinical case. *A.O.V.* 2001. V.39 n. 3:1-7.
14. Gómez F, Latorre M. Estudio comparativo in vitro de resistencia al desalojo de dos sistemas de postes de fibra de vidrio y cuarzo cementados con ionómero de vidrio y cemento a base de resina. *UNAM*. 2008.Pp: 25-34
15. Borgia E, Barón r, Borgia J. Cast posts: a forty-four year retrospective clinical study in a specialized private practice. *Odontoestomatología*. 2015. Vol. XVII. No.25:11-22.
16. Faraco C, Castillo R, Sánchez A, López J. Revisión y análisis comparativo de los distintos sistemas de pernos radiculares. Madrid, España. *Gaceta Dental*. 2007, 122 (2).
17. Borer R.E., Britto L.R., Haddix J.E. Effect of Dowel Length on the retention of 2 different prefabricated posts. *Quintessence Int*2007; 38: 173. e 164-168.
18. Purton D.G. Payne J.A. Comparacion de postes radiculares de fibra de carbón y acero inoxidable. *Quintessence (ed.esp)*V9/N9/1996;539-542
19. Texeira ECN, Texeira FB, Piasick JR, Thompson JY. An in vitro assessmet of prefabricked fiber pot systems. *JADA*. 2006. 137:1006-12.