



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS CEMENTOS  
DENTALES EN RESTAURACIONES PROTÉSICAS.**

**T E S I N A**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE**

**C I R U J A N A   D E N T I S T A**

**P R E S E N T A:**

**ESBEYDE JULIA DAVID PEDRAZA**

**TUTOR: Mtro. CARLOS RAFAEL VALENTÍN SÁNCHEZ**

**ASESOR: Esp. ERNESTO URBINA VÁZQUEZ**

**MÉXICO, Cd. Mx.**

**2017**



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

Gracias a la Universidad Nacional Autónoma de México y la Facultad de Odontología por darme la oportunidad de pertenecer a la máxima casa de estudios, por permitirme tener una educación universitaria y desarrollarme como persona. La única y la mejor, por mi raza hablará el espíritu.

Gracias a Dios por haberme puesto en este tiempo y en este lugar y por darme una familia maravillosa, que me da su apoyo incondicional y que está siempre conmigo.

Gracias a mi papá, Alonso, por siempre estar ahí junto a mí para lo que necesitara, por levantarte junto conmigo para llevarme a la escuela desde chiquita, y a mi mamá Irma por estar siempre que la he necesitado, dándome su cariño, su consuelo, su consejo y sus palabras de aliento. A los dos por su esfuerzo y por hacerme la persona que soy ahora.

Gracias a mis hermanos Mario, Alonso, Gustavo y Ángel por haber creído en mí, por su apoyo incondicional.  
Porque este logro no es solo mío... también es de ustedes. Los amo con todo mi corazón.

Gracias a los profesores que contribuyeron a mi formación académica y personal.

Gracias a todos mis amigos por darme su amistad sincera, por haber pasado momentos excepcionales y por acompañarme en esta etapa. Espero que siempre estén en mi vida.

Kary, vamos amiga si se puede. ¡Ánimo!

Gracias a todas aquellas personas y pacientes que consciente o inconscientemente me ayudaron a llegar aquí.

Gracias a mi tutor de tesina el Dr. Carlos Rafael Valentín Sánchez y a mi asesor el Dr. Ernesto Urbina Vázquez por su apoyo para la realización de este trabajo, por su paciencia, su tiempo y su dedicación.



## ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>4</b>
<b>OBJETIVO</b> .....	<b>5</b>
<b>CAPÍTULO I GENERALIDADES</b> .....	<b>6</b>
1.1 Tejidos dentarios .....	6
1.1.1 Esmalte .....	7
1.1.2 Dentina .....	9
1.1.3 Pulpa .....	11
1.1.4 Cemento .....	14
<b>CAPÍTULO II BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS CEMENTOS DENTALES</b> .....	<b>15</b>
<b>CAPÍTULO III CEMENTOS DENTALES UTILIZADOS EN RESTAURACIONES PROTÉSICAS</b> .....	<b>21</b>
3.1 Fosfato de zinc .....	21
3.2 Ionómero de vidrio .....	23
3.2.1 Tipo I.....	24
3.3. Cementos duales .....	25
<b>CAPÍTULO IV SELLADORES DENTINARIOS</b> .....	<b>30</b>
4.1 Adhesivos .....	32
4.1.1 De dos pasos .....	33
4.1.2 Autograbables.....	35
4.2 Barniz de copal .....	36
<b>CAPÍTULO V MATERIALES DE RESTAURACIÓN PROTÉSICA Y SUS TÉCNICAS DE CEMENTACIÓN</b> .....	<b>37</b>
5.1 Postes radiculares .....	37
5.1.1 Colados .....	38
5.1.2 Fibra de vidrio .....	43
5.2 Coronas metal porcelana.....	47
5.3 Coronas libres de metal .....	55
5.3.1 Carillas.....	58
5.3.2 Coronas de disilicato de litio .....	62
5.3.3 Coronas de zirconia .....	65
<b>CONCLUSIONES</b> .....	<b>69</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>70</b>



## INTRODUCCIÓN

El objetivo principal de una restauración protésica consiste en devolver al diente sus características perdidas por consecuencia de procesos fisiopatológicos o congénitos, devolviéndole su anatomía, función y estética por lo cual se debe actuar sobre los tejidos dentarios para restaurarlo. Este proceso no es absolutamente inocuo, ya que el diente es un órgano complejo que puede estar vital o no, y es muy frecuente que al restaurarlo no se tenga el cuidado o el conocimiento sobre el manejo de los materiales dentales y su biocompatibilidad con los órganos dentarios, así como la compatibilidad de los mismos con las restauraciones protésicas empleadas, y por consiguiente generando irritación pulpar, una restauración deficiente e incluso, reacciones citotóxicas.

Sin embargo, también hay cementos dentales con excelentes propiedades que han dejado de utilizarse debido a la aparición de la cementación adhesiva que pueden tener algunas desventajas en cuanto a desalojo de la restauración, reacciones pulpares por su insuficiente fotopolimerizado, sin embargo se ha llegado a usarla indiscriminadamente sin pensar en otras opciones que podrían ofrecernos igual o hasta mejores resultados en cuanto a biocompatibilidad con el órgano dentario así como una compatibilidad con la restauración protésica de la que se esté tratando, logrando así que la restauración tenga una larga vida en boca en buenas condiciones.



## OBJETIVO

Describir la biocompatibilidad de los cementos dentales en dientes vitales y no vitales, así como su compatibilidad con las restauraciones protésicas.



## CAPÍTULO I GENERALIDADES

### 1.1 Tejidos dentarios

Al restaurar un diente hay que tener presente que es un órgano complejo que en ocasiones puede tener vitalidad pulpar, que tiene íntima relación con sus tejidos adyacentes, que es altamente sensitivos y por lo tanto cualquier material que coloquemos en la dentina para restaurarlo si es mal manejado puede provocar una irritación pulpar. Para evitar producir un daño mayor es necesario conocer cómo está formado el órgano dentario y así como su capacidad de reacción biológica.

Los tejidos dentarios son: esmalte, dentina, pulpa y cemento implantados en el periodonto.

El tejido más duro del diente es el esmalte que, por su alta composición de minerales, escaso contenido de materia orgánica y carente conformación celular, no presenta respuesta biológica.

A continuación, se encuentra la dentina, que contiene en su interior un sistema de túbulos dentinarios que a su vez alojan prolongaciones odontoblásticas, que son extensiones de la pulpa.

La dentina y la pulpa están estrechamente relacionadas en cuanto a su comportamiento biológico por lo cual se les ha llamado en conjunto **complejo dentino pulpar**.<sup>1</sup> Figura 1.

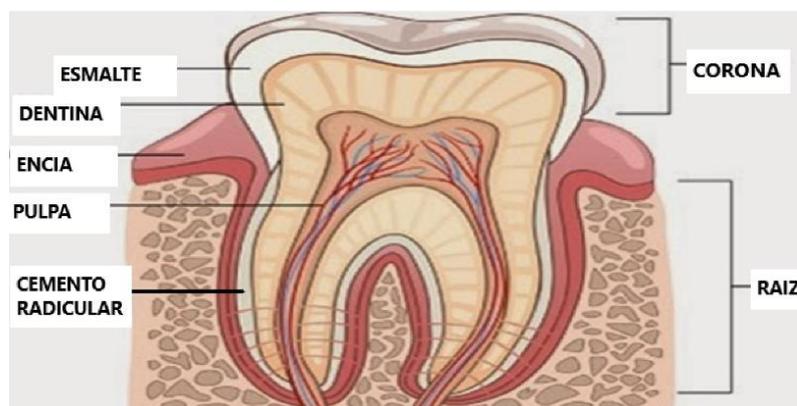


Figura 1 Muestra la localización de los tejidos dentarios.<sup>2</sup>



Lo más importante al restaurar un diente vital es el tratamiento correcto del complejo dentino pulpar ya que el paciente puede tener una restauración estética, pero si esta causa molestia o dolor constante, el paciente estará incómodo, pudiendo llegar inclusive al fracaso de la restauración.<sup>3</sup>

### 1.1.1 Esmalte

El **esmalte** es la sustancia mineralizada más dura del cuerpo, recubre a la dentina coronal, es transparente, pero su color amarillento lo debe a la dentina que recubre. Está compuesto de 95% de hidroxapatita, 1.8% de material orgánico, como son las amelogeninas y enamelinas y 3.2% de agua.

La configuración que posee le permite absorber los traumatismos sin quebrarse, su elemento básico es el **prisma adamantino** que a su vez está formado por **cristales de hidroxapatita**  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , los cuales son radiopacos a los rayos Roentgen (figura 2).<sup>1</sup>

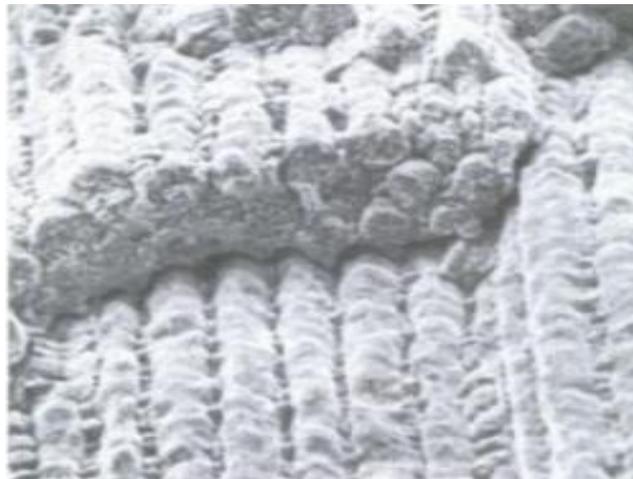


Figura 2 Fotografía obtenida con microscopio electrónico de barrido (MEB) muestra prismas del esmalte y su estructura característica.

El prisma adamantino se describe como un cuerpo de cinco o seis caras (figura 3).<sup>1</sup>

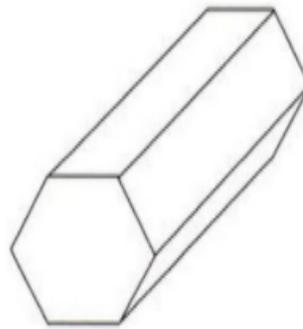


Figura 3 Cristal de hidroxiapatita.

En un corte transversal se observan cúpulas circulares con una base irregular, asemejándose a un ojo de cerradura. (figura 4).<sup>1</sup>

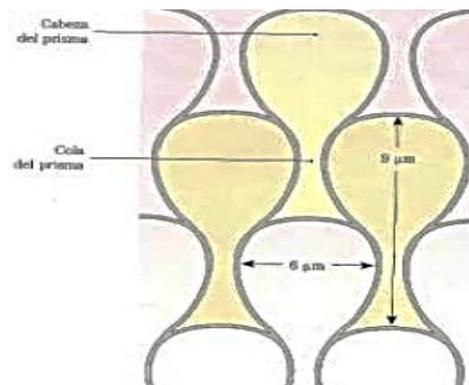


Figura 4 Esquema de la estructura del esmalte; cabeza y cola.<sup>4</sup>

El esmalte es elaborado por células llamadas **ameloblastos**, las cuales producen diariamente segmentos de 4 a 8 micras de esmalte durante la formación dental, estos son conocidos como **segmentos de bastón**; que a su vez se adhieren entre sí y forman los **prismas del esmalte**.<sup>1</sup>



Los ameloblastos mueren antes de que brote del diente a la cavidad bucal, por lo cual el cuerpo no puede reparar el esmalte.

Los bastones de esmalte pueden estar tanto calcificados como hipocalcificados en un estado normal y esto histológicamente se denomina estrías de Retzius.<sup>1, 4</sup>

Debido a que el esmalte se elabora en segmentos diarios, su calidad depende de la salud de la madre en etapas prenatales o del individuo después del nacimiento.<sup>4</sup>

### 1.1.2 Dentina

La **dentina** forma la mayor parte del diente, está integrada por 70% de hidroxiapatita, 20% material orgánico y 10% de agua. Casi toda la sustancia orgánica es colágeno tipo I. Es la segunda sustancia más dura del cuerpo; es amarillenta y por su gran elasticidad protege al esmalte frágil subyacente de posibles fracturas.

Los **odontoblasto** son las células encargadas de la producción de dentina y debido a que el organismo está en constante producción de diferentes tipos de dentina los odontoblasto están presentes durante toda la vida del diente. Están localizados alrededor de la pulpa y sus **procesos odontoblásticos** (también conocidos como **fibrillas de Tomes**), ocupan espacios similares a un túnel dentro de la dentina. Estos espacios de tejido llenos de líquido son llamados **túbulos dentinarios**, que se extiende de la pulpa a las uniones de la dentina con el esmalte en la corona o el cemento en la raíz (figura 5).<sup>1, 4</sup>

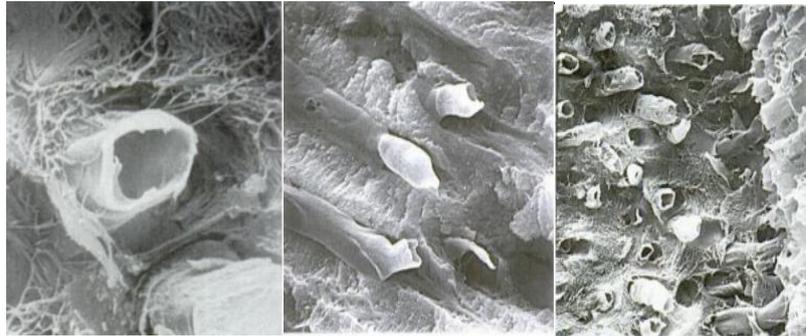


Figura 5 Estructura de la dentina. Túbulo dentinario con las fibrillas de Tomes en su interior a diferentes aumentos.

Debido a que los odontoblasto permanecen funcionales, la dentina tiene la capacidad de repararse a sí misma.<sup>1</sup>

- Tipos de dentina:

- ✚ **Primaria.** Formada antes de la erupción dental.
- ✚ **Secundaria.** Formada debido a irritaciones leves de la pulpa.
- ✚ **Terciaria o de reparación.** Formada para reparar el daño producido por irritaciones más intensas.
- ✚ **Esclerótica.** Causada por obliteraciones de la luz de los túbulo dentinarios debido a una hipercalcificación.<sup>1</sup>

En la dentina que está rodeando la pulpa hay aproximadamente 65,000 túbulo dentinarios por mm<sup>2</sup>, entre la pulpa y el esmalte hay 35,000 y en el límite amelodentinario solo 15,000, indicando una relación muy estrecha entre la dentina y pulpa (figura 6).<sup>1</sup>

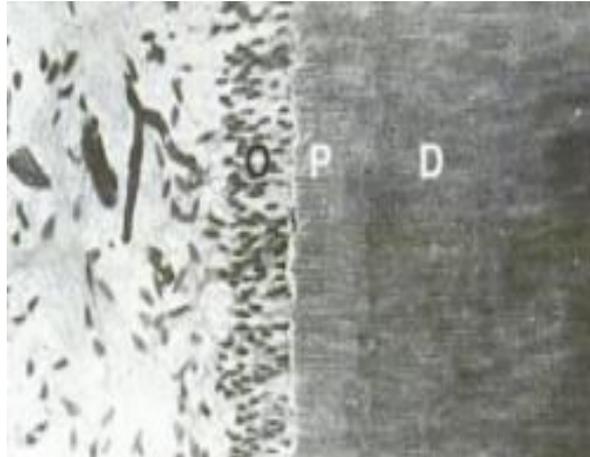


Figura 6 Dentina y pulpa forman un complejo biológico indivisible. O, hilera de odontoblastos; P, predentina; D, dentina. La dentina es una pulpa periférica mineralizada.

- El túbulo dentinario contiene:
  - ✚ Prolongaciones odontoblásticas
  - ✚ Líquido intercelular
  - ✚ Fibras de colágeno.<sup>1, 4</sup>

### 1.1.3 Pulpa

La **pulpa** dentaria es tejido conjuntivo laxo gelatinoso especializado con vascularización e inervación abundante, por lo tanto, responsable de la vitalidad del diente. Está rodeada por dentina y debido a su íntima relación es conocido a este conjunto como **complejo dentino pulpar**. Se comunica con el ligamento periodontal a través del agujero apical y con el esmalte a través de los túbulos dentinarios.<sup>1, 4</sup>

Está compuesta de células, fibras, matriz fundamental amorfa, nervios, vasos sanguíneos y linfáticos. Tiene un 75% de agua y un 25% de sustancia orgánica.<sup>1</sup>



- Funciones de la pulpa:

- ✚ Formación de dentina.
- ✚ Nutrición.
- ✚ Inervación.
- ✚ Defensa.
- ✚ Sensitiva ya que traduce el dolor y lo conduce hacia el SNC. <sup>1, 4, 6</sup>

- La pulpa se divide en cuatro zonas de la periferia al centro:

A. **Zona odontoblástica.** Es la zona más externa de la pulpa y la más abundante que se integra con los odontoblastos, cuyas prolongaciones citoplasmáticas se extienden a los túbulos dentinarios adyacentes.

B. **Zona acelular de Weil.** Como su nombre lo indica carece de células.

C. **Zona rica en células.** Constituida por fibroblastos y células mesenquimatosas, es la zona más profunda de la pulpa y rodea al núcleo pulpa.

D. **Zona central.** Formada por tejido conectivo laxo, vasos sanguíneos y tejido nervioso. Constituye a la pulpa propiamente dicha (figura 7).<sup>1,4, 5, 6</sup>

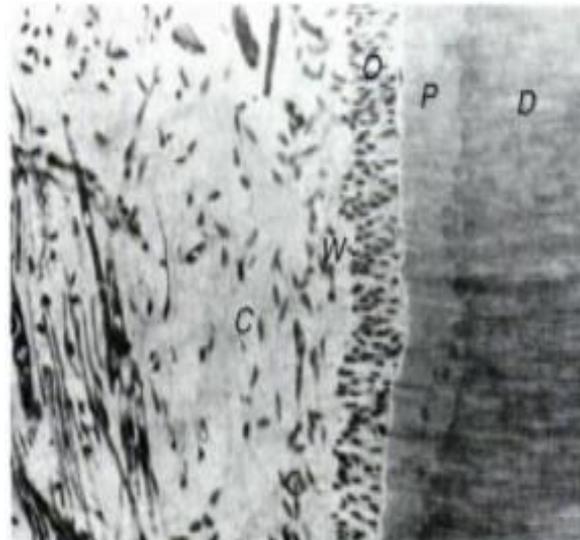


Figura 7 Zonas de la pulpa. D, dentina; P, predentina tubular; O, hilera de odontoblastos; W, zona basal de Weil, con pocas células; C, zona rica en células. A la izquierda el tejido conectivo laxo, con células mesenquimatosas indiferenciadas y numerosos vasos.

Las células de este tejido son: odontoblastos, células ectomesenquimáticas, macrófagos, fibroblastos, pericitos, células de músculo liso y fibrocitos.

- El odontoblasto presenta dos partes:

- ✚ **Cuerpo celular.** Ubicado en la zona odontoblástica.
- ✚ **Prolongación citoplasmática.** Se alarga durante la formación de dentina y se aloja en el túbulo dentinario.

Todos los impulsos aferentes de la pulpa provocan dolor, cualquiera que sea el estímulo causante.

Los nervios de la pulpa entran al diente a través del agujero apical, revestidos por células de Schwann.



La mayoría de las fibras nerviosas pulpares son mielínicas, particularmente las A delta; por lo tanto, son más rápidas en cuanto a conducción de estímulos.

Las fibras de tipo C son amielínicas y se distribuyen por toda la pulpa.

La transmisión de estímulos térmicos, eléctricos o mecánicos desde la dentina periférica a los receptores pulpares es explicada a través de la **teoría hidrodinámica de Brannström**, la cual explica que el líquido contenido en los túbulos dentinarios se desplaza en dirección a la pulpa en forma centrípeta o en dirección contraria en forma centrifuga, ante un estímulo aplicado, lo que produce la excitación de las terminaciones nerviosas localizadas entre los odontoblastos, los cuales transmiten el impulso hacia el SNC en forma de dolor.

Estímulos tales como el aire, la desecación, la exploración de la dentina, el calor, el frío, así como las sustancias químicas, provocan movimiento en los líquidos intratubulares. Los estímulos eléctricos actúan mediante la alteración de la membrana, que se transmite al SNC y otros estímulos iniciando potenciales de acción, iónicos, al modificarse la forma de la terminal del nervio.<sup>1</sup>

#### 1.1.4 Cemento

El **cemento** recubre la dentina de la raíz del diente y está compuesto por 50% de hidroxiapatita y 50% de matriz orgánica y agua; casi tan dura como el hueso.

Es el tercer tejido mineralizado su parte orgánica en gran proporción es colágena tipo I. La región más apical del cemento contiene cementocitos que son células formadoras de cemento que recubren a la raíz y continúa elaborando cemento toda la vida. Entre el cemento y el alveolo se encuentran fibras de colágeno del ligamento periodontal, llamadas fibras de Sharpey, y de esta forma el ligamento suspende al diente en el alveolo.<sup>4</sup>



## CAPÍTULO II BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS CEMENTOS DENTALES

Debido a la preocupación en cuanto a seguridad y biocompatibilidad de los materiales y aparatos dentales, la Asociación Dental Norteamericana (ADA) publicó el Documento núm. 41 el cual establece las prácticas estándar recomendadas para la evaluación biológica de los materiales dentales.

La **biocompatibilidad** se define como la capacidad que poseen los biomateriales dentales que sustituyen a un órgano o tejido perdido restaurando su función, de interactuar en armonía con los sistemas biológicos, sin presentar efectos tóxicos, respuestas generalizadas, alergenicidad, y carcinogenicidad.<sup>7, 8, 9</sup>

- Requisitos para biocompatibilidad:
  - ✚ No deben ser peligrosos para la pulpa y tejidos blandos.
  - ✚ No deben contener sustancias tóxicas que puedan difundirse y ser liberadas y absorbidas en el sistema circulatorio y causar respuesta tóxica generalizada.
  - ✚ Debe estar libre de componentes potencialmente sensibles que puedan causar una respuesta alérgica.
  - ✚ No deben tener potencial carcinogénico.
  - ✚ Ser insolubles en el medio oral.
  - ✚ Poseer adhesión específica al diente.
  - ✚ Ser estético.
  - ✚ Poseer resistencia
  - ✚ Buenas propiedades mecánicas y físicas.
  - ✚ Tolerancia del tiempo de fatiga.<sup>7,9</sup>



El propósito de las pruebas de biocompatibilidad es eliminar cualquier daño al tejido bucal causado por algún producto o componente de algún biomaterial. Las pruebas de biocompatibilidad se clasifican en tres niveles. La más económica y rápida son las del primer nivel. Un producto que es prometedor es sometido a pruebas del segundo nivel, y si aún pasa las pruebas es sometido a pruebas preclínicas de tercer nivel en animales o incluso en el hombre.<sup>7</sup>

**Grupo I: pruebas primarias o in vitro:** Consisten en la evaluación citotóxica (evaluación del efecto de los materiales sobre poblaciones celulares para determinar si se presenta una respuesta inflamatoria o inmunológica), de mutagenicidad o carcinogenicidad. En este grupo de pruebas los materiales dentales frescos o curados, son colocándolos directamente en células de cultivo, permitiendo determinar la muerte o el crecimiento de las mismas, y en algunos casos, se puede evaluar la integridad del material genético. Tienen como ventaja el no experimentar con animales, la rapidez con que se realizan los estudios y su relación costo beneficio. Sin embargo, las respuestas in vitro no siempre son indicadoras de reacciones in vivo ya que las condiciones en las que pueden reproducirse in vitro son sólo una parte de las que pueden presentarse in vivo.<sup>7, 8</sup>

**Grupo II: pruebas secundarias o in vivo.** Miden los niveles de reacciones inflamatorias o de respuestas inmunitarias frente a un material en animales.

- Pruebas secundarias:

- ✚ Inhalación
- ✚ Irritación de mucosas.
- ✚ Sensibilidad cutánea.



## Implantación.<sup>7</sup>

**Toxicidad sistémica.** La muestra de prueba se administra por alimentación oral forzada o por inclusión en la dieta a ratas por 14 días. Si el 50% de los animales sobrevive, el producto ha pasado la prueba.

**Toxicidad dérmica.** La piel rasurada de una rata se pone en contacto con el material de prueba por periodos de 24 días si es una sola exposición y de 90 días si son exposiciones repetidas.

Los materiales dentales pueden causar **irritación**, que es una inflamación en la cual no intervienen anticuerpos ni el sistema inmune o **sensibilidad**, que es una inflamación en la cual, si interviene el sistema inmune, requiere la participación de anticuerpos específicos para contrarrestar el material alergénico.

**Toxicidad por inhalación.** Se realizan rociando el material de prueba en cabeza y tronco de los animales durante 30 segundos con intervalos de 30 minutos. Después de 10 exposiciones se observa al animal durante un periodo de cuatro días. Si algún animal muere después de dos o tres minutos, se considera el agente como muy tóxico. Si ningún animal muere el material de prueba no es peligroso para el hombre.

**Pruebas de implantación.** Los materiales de muestra se empacan en diferentes tubos de plástico de polietileno o teflón para ser introducidos en bolsillos quirúrgicos.

Las reacciones del tejido conectivo al entrar en contacto con el material experimental ocurren de 14 a 84 días por ello, se ha sugerido que, durante la aplicación de este test, periodos de entre 7 y 30 días que son adecuados para determinar de manera comparativa la evolución de la reacción frente a los materiales que se están evaluando. En algunos casos se ha requerido



períodos más largos, hasta de 60 días, Al finalizar la fase experimental, los animales son anestesiados para realizar biopsia del tejido que estuvo en contacto con el material de prueba Después de la biopsia los animales son sacrificados con una sobredosis de anestesia.

Se realizan cortes histológicos de la biopsia que permiten evaluar la respuesta de los tejidos, pudiendo encontrar una cápsula fibrosa.<sup>7, 8</sup>

**Grupo III: pruebas de uso.** Son realizadas en animales y humanos. En estos últimos, estos estudios se denominan “ensayos clínicos” y son los que proporcionan mayor evidencia científica.<sup>8</sup>

**Pruebas de uso en dentina:** Estas pruebas evalúan la biocompatibilidad de los materiales dentales colocados en dentina adyacente a la pulpa. En premolares que posteriormente serán extraídos por motivos ortodóncicos se realizan preparaciones clase V sobre las caras vestibulares, dejando 1 mm o menos de dentina entre el piso de la preparación de la cavidad y la pulpa dental. Se coloca el material experimental en la profundidad de la preparación y se procede a obturarla. Cumplido el período de observación de las reacciones pulpares, se realiza la extracción de los dientes con una técnica atraumática y posteriormente se realizan los cortes para ser observados al microscopio y analizar la respuesta histológica y patológica que se ve reflejada en:

- ✚ Grado de respuesta inflamatoria
- ✚ Formación de dentina de reparación.
- ✚ Número de microorganismos atrapados por microfiltraciones.<sup>7, 8</sup>

La respuesta pulpar al fosfato de zinc utilizado como cemento dental y haciendo presión para asentar la corona, el ácido fosfórico que se encuentra en este cemento es forzado a entrar a los túbulos dentinarios, de



tal forma que en 3 días se crea una lesión tridimensional perjudicando al tejido pulpar de la corona del diente.

Los dientes jóvenes son más susceptibles a una respuesta inflamatoria intensa, ya que sus túbulos dentinarios están muy abiertos; mientras que los dientes de personas adultas son menos susceptibles a la inflamación ya que él sus dientes ya han formado dentina secundaria o esclerótica, que bloquea los túbulos, evitando que los ácidos lleguen a la pulpa. Ya que no es posible predecir presencia o ausencia de dentina de reparación es aconsejable utilizar selladores dentinarios para evitar la penetración de estos ácidos a los túbulos dentinarios.<sup>7</sup>

Pameijer y Stanley realizaron una prueba, la cual consistía someter ionómero de vidrio bajo presión continua simulando la cementación de una corona, lo que se obtuvo fue un absceso pulpar y una intensa hemorragia dado que el espesor de la dentina fue de 0.5 mm o menos. En espesores de 1mm no se observó la formación de abscesos ni hemorragias, pero si hubo respuesta inflamatoria de la pulpa que persistió durante intervalos posoperatorios crecientes de 60 días. Este valor excedió el nivel de respuesta aceptable de 1.5 grados y demostró la importancia del espesor de la dentina remanente en la determinación de la respuesta pulpar ante el cemento de ionómero de vidrio.

Pameijer y Stanley compararon la respuesta pulpar generada por los cementos de resina dual, manteniéndolos bajo presión hasta completarse la polimerización. Cuando el cemento dual fue recibiendo la energía de luz no visible, los niveles de respuesta pulpa fueron superiores al nivel establecido de biocompatibilidad, provocando respuestas pulpares tempranas semejantes a las provocadas por resinas curadas químicamente. En este tipo de cementos es importante utilizar el tiempo indicado de curación con luz; ya que si el tiempo es inferior el mecanismo



de autocurado puede no completarse la polimerización del remanente de resina sin curar que fue tratado con luz. Puede causar respuesta pulpar excesiva. Debe de asegurarse la polimerización por todas las caras del diente que sea posible. Si incrementa el tiempo de exposición a la luz visible, no hay daño pulpar.

También se encontró que estos cementos compuestos por BIS-GMA son precursores de alergias al igual que otros de sus componentes como el TEGDMA, HEMA, peróxido de benzoilo. Estas reacciones alérgicas son presentadas tanto por los pacientes al entrar al organismo a través de piel, mucosa oral y gastrointestinal, dentina y pulpa y por el personal odontológico en el pulido y desprendimiento de partículas que son inhaladas, además de que estas moléculas en particular la de TEGDMA y HEMA son capaces de atravesar los guantes de látex.<sup>8, 9, 10, 29</sup>

**Estomatitis alérgica por contacto.** Es una de las reacciones adversas más comunes debido al contacto con materiales dentales. Pueden localizarse cerca de la lesión o a distancia como, por ejemplo, la comezón en palmas de las manos o en las plantas de los pies. Las reacciones a largo plazo dependen de la composición de los materiales, los componentes tóxicos, los productos de degradación, la concentración de los componentes absorbidos o acumulados.<sup>8</sup>



## CAPÍTULO III CEMENTOS DENTALES UTILIZADOS EN RESTAURACIONES PROTÉSICAS

Los **cementos dentales** son aquellos que unen o adhieren dos superficies y son utilizados para la retención de restauraciones de varios tipos como metálicas, cerámicas, resinas y cerómeros.

En ocasiones no cumplen con las características de un cemento ideal, y si a esto se le agregan los errores de manipulación, la posibilidad de lograr restauraciones duraderas se ve notablemente disminuida.

El desempeño de estos cementos durante décadas ha presentado diversas desventajas, ocasionando que restauraciones clínicamente aceptables al paso del tiempo se desalojan o presentan microfiltración, lesiones cariosas por debajo de las restauraciones, pérdida de estructura dental y patología pulpar. Esta desventaja ha llevado a los clínicos a buscar cementos con mejores propiedades físicas, desplazando a los cementos de fosfato de zinc que cuenta con buenas características.<sup>10,11</sup>

### 3.1 Fosfato de zinc

El **fosfato de zinc** es el cemento dental más antiguo, creado por Crowell en 1927. Con el paso de los años se han introducido mejoras su composición que se han aprobado a través de la N°96 de la ADA.<sup>12, 13</sup>

- Clasificación:

-  Tipo I. Material cementante.
-  Tipo II. Material para base y obturación en pediatría.

Es un cemento dental **biocompatible** que cuenta con una reacción **ácido – base**. Su presentación es un polvo, el cual contiene óxido de zinc en un



90% y óxido de magnesio en un 10%; y un líquido que contiene ácido fosfórico, agua y fosfato de aluminio.

Es un cemento que presenta una **reacción exotérmica** y un **pH ácido**, por lo cual, para su manipulación se debe de contar con una loseta gruesa y fría, la cual nos permitirá controlando su reacción exotérmica y se debe expandir la mezcla en toda la superficie de la loseta para controlar la acidez. Está indicado el uso de un sellador de origen natural como el barniz de copal como un medio de prevención de irritación pulpar.

- Ventajas:

- ✚ Alta resistencia a la compresión
- ✚ Baja solubilidad
- ✚ Aislante térmico y eléctrico.
- ✚ Adhesión mecánica a los tejidos dentarios.
- ✚ No es irritante pulpar, siempre y cuando su manipulación sea adecuada.

- Desventajas:

- ✚ No presenta adhesión química a los tejidos dentarios.<sup>11, 13</sup>

- Compatibilidad:

- ✚ Óxido de zinc y eugenol (ZOE).
- ✚ Muñones vitales.
- ✚ Muñones metálicos
- ✚ Restauraciones indirectas de metal.<sup>12, 13, 14</sup>



### 3.2 Ionómero de vidrio

El **ionómero de vidrio** es un cemento **biocompatible** creado en 1974 por los ingleses Alan D. Wilson y Brian Kent. El polvo (base) está compuesto por carboxilato de zinc y vidrio de flúor aluminio-silicato y el líquido (ácido) está compuesto por ácidos policarboxílicos (polialquenoicos), por lo cual presenta una reacción ácido – base.

- Ventajas:

- ✚ No es irritante pulpar, aunque su pH es ácido, se logra neutralizar en unos pocos minutos.
- ✚ Adhesión específica al diente sin acondicionamiento previo.
- ✚ Liberación de flúor debido a la capacidad de realizar un intercambio iónico en la interfase del diente produciendo la liberación de fluoruro.
- ✚ Anticariogénico debido a la liberación de flúor que impide formación de procesos cariosos.
- ✚ Acción bacteriostática ya que disminuye la concentración de *Streptococcus mutans* en los márgenes de la restauración.
- ✚ Coeficiente de expansión térmica parecido a la dentina, ya que al tener un comportamiento físico muy parecido a la dentina, en cuanto a módulo de elasticidad y coeficiente de expansión térmica, se pueden emplear como sustitutos de ella.
- ✚ Aislante térmico y eléctrico.

- Desventajas.

- ✚ No debe estar expuesto a fuerzas de compresión.



- ✚ Es un material de restauración en dientes temporales.
- ✚ Alcanza la más baja solubilidad de todos los cementos después de 24 horas.<sup>1, 7, 14</sup>

- Clasificación de acuerdo con sus indicaciones:

- ✚ Material de cementación.
- ✚ Protector dentinopulpar.
- ✚ Material de restauración.<sup>15</sup>

- Clasificación de acuerdo a sus indicaciones:

- ✚ Tipo I. Agente cementante.
- ✚ Tipo II. Material restaurativo.<sup>16</sup>

- Clasificación de acuerdo con su composición:

- ✚ Ionómeros convencionales son autopolimerizables
- ✚ Ionómeros modificados con resinas son fotopolimerizables (ionómeros híbridos).<sup>11</sup>

### 3.2.1 Tipo I.

- **Compatibilidad:**

- ✚ Resinas compuestas (fotopolimerizables).



- ✚ Coronas de metal porcelana (autopolimerizable)
- ✚ Coronas de zirconia (autopolimerizable).
- ✚ Postes metálicos (autopolimerizable).<sup>14, 15</sup>

Cabe recordar que no es biocompatible con el eugenol, fosfato de zinc ni con los barnices de copal ya que inhiben su polimerización.<sup>15</sup>

### 3.3. Cementos duales

Los **cementos duales** son derivados de las resinas compuestas que tienen la finalidad de unir las características favorables de los cementos fotopolimerizables y de los autopolimerizables. Son utilizados en situaciones donde hay disminución de luz debido a la distancia de la fuente activadora que es la lámpara de fotopolimerización y del agente cementante y en caso de la cementación de postes de fibra de vidrio, o cuando hay atenuación del pasaje de luz debido a la interposición de un material restaurador indirecto estético espeso.

El cementado de las restauraciones indirectas en prótesis dental fija es uno de los pasos más importantes debido a que es el momento en el que se logra una adecuada retención, resistencia y sellado de la interfase se asegura la duración a largo plazo de la restauración en boca.<sup>14,15 y 16</sup>

Estos cementos son muy similares en cuanto a su composición con las resinas convencionales. Están compuesto por una matriz organica formada por **Bis -GMA** (Bisfenol Aglicil de Metacrilato), UEDMA (Dimetacrilato de Uretano), que son monómeros viscosos por lo cual, para disminuirla se le agrego al compuesto **TEGMA** (Dimetacrilato de Uretano), logrando una viscosidad media, hidroxietilmetacrilato (**HEMA**), 4-metacriletiltrimetilico anhídrido (4- META).<sup>17</sup>



Los iniciadores empleados para la autopolimerización son el **peróxido de benzoilo** y **aminas terciarias**, que generan radicales libres iniciadores de la polimerización química.

En cuanto a la polimerización por medio de luz se utilizan fotoiniciadores que generan radicales libres después de interactuar con la luz azul visible con la **canforoquinona**, que absorbe la luz, generando radicales iónicos que inician la fotopolimerización.<sup>18, 15</sup>

- **Compatibilidad:**

- ✚ Coronas de cerámica.
- ✚ Incrustaciones de porcelana.
- ✚ Carillas.
- ✚ Prótesis fija de porcelana libre de metal.
- ✚ Postes radiculares de fibra de vidrio.

Como se mencionó anteriormente, Palmeijer y Stanley observaron que estos cementos al recibir energía de luz no visible, los niveles de respuesta pulpar excedieron el nivel aceptado de biocompatibilidad debido a que reaccionaron a la alta temperatura de la lámpara, desarrollándose respuesta pulpar temprana.

Cuando se trata de un cemento que tiene los tipos de polimerización, es importante usar el tiempo adecuado de exposición de luz ya que, si es menor el mecanismo de autocurado puede no llegar a completarse, pudiendo ocurrir respuesta pulpar excesiva. El incremento del tiempo de exposición a la luz visible no es dañino para la pulpa.

Debido a la baja viscosidad de estos cementos las restauraciones son asentadas con menor presión, reduciendo la posibilidad de fracturas.<sup>17</sup>



En cuanto a la profundidad de polimerización este cemento puede ser activado tanto por luz, como por reacción química, pero tiene que haber una fotopolimerización completa para que se pueda llevar a cabo la autopolimerización. Si la cantidad y calidad de luz no es suficiente o la restauración o el tejido dentario tiene un grosor que dificulta el paso de la luz, la polimerización no podrá finalizar, y los componentes del cemento resino sin polimerizar puede causar reacciones biológicas adversas, además de una restauración deficiente y disminución de vida útil.<sup>19, 20</sup>

- En cuanto a la **citotoxicidad** del cemento de resina dual, aunque pocos, se han reportado casos de:

- ✚ Dermatitis.
- ✚ Estomatitis.
- ✚ Parestesia.
- ✚ Faringitis.
- ✚ Eritema en piel
- ✚ Bronco constricción.
- ✚ Alergia.<sup>8,9,10</sup>
- ✚ Prurito en toda la piel.
- ✚ Vesículas intrabucuales.
- ✚ Quemaduras de boca.
- ✚ Ampollas en cara, oídos, labios.

Reacciones presentadas por presencia de **Bis-GMA** en este cemento.

Como resultado de la interacción del cemento dual y el medio bucal, se ha demostrado la presencia de Bis-GMA en muestras de saliva a una hora después del tratamiento dental.

El Bis – GMA puede producir depresión en la síntesis de ADN a una concentración de 0.5 y 5 nm/L a las ocho horas en cultivos celulares, aumentando sus efectos nocivos conforme pasan las horas, inhibiendo la síntesis de proteínas del ADN pudiendo llegar a la muerte celular.

El TEGDMA, HEMA, peróxido de benzoilo están relacionados con reacciones alérgicas, tanto en el personal odontológico como en los



pacientes al entrar al organismo a través de piel, mucosa oral y gastrointestinal, dentina y pulpa.

Las moléculas de TEGDMA y HEMA son capaces de atravesar los guantes de látex.

La **biocompatibilidad** de los cementos resinosos duales está dada por el grado de conversión de sus componentes poliméricos.<sup>8, 18, 21</sup>

- Clasificación:

- ✚ Convencional.
- ✚ Autograbantes.

Los sistemas autograbables son aquellos que no necesitan un acondicionamiento previo de los tejidos dentarios y un ejemplo de sistema autograbable es el NX3 NEXUS TERCERA GENERACIÓN de la casa Kerr, que es un cemento dual para todas las aplicaciones indirectas libres de metal /cerámicas), con resultados estéticos. Incluye una jeringa de automezcla para polimerización dual y un cemento fotopolimerizable para los casos en que se necesite tiempo de trabajo ilimitado.

- Propiedades:

- ✚ Jeringa de automezcla de polimerización dual evita el mezclado manual.
- ✚ Indicado para restauraciones que requieren un tiempo de trabajo ilimitado.
- ✚ Excelente adherencia al esmalte, dentina, cerámica, porcelana y resina.
- ✚ Autograbado



- ✚ Excelente estabilidad de color tanto en la polimerización dual como en la fotopolimerización para obtener resultados estéticos duraderos.
- ✚ Fácil de limpiar es estado de gel (figura 8).<sup>35</sup>



Figura 8 Sistema dual autograble Nexus.



## CAPÍTULO IV SELLADORES DENTINARIOS

El objetivo de cualquier tratamiento dental conservador en un diente vital es mantenerlo sano. Como ya se mencionó anteriormente la dentina y la pulpa debido a su íntima relación son consideradas en conjunto como una sola entidad, por ende, cualquier acción que se lleve a cabo en la dentina tendrá una repercusión en la pulpa. La dentina es un tejido permeable debido a su estructura tubular. El número aproximado de túbulos por  $\text{mm}^2$  en zonas cercanas a la pulpa y en el límite amelodentinario es de 15,000  $\text{mm}^2$ . Dentro de los túbulos dentinarios se encuentra alojado el proceso odontoblástico, transmisor de estímulos a la pulpa. Cualquier estímulo recibido de un extremo del túbulo produce movimiento en los líquidos en los que se encuentra embebido el proceso odontoblástico, estimulando a los sensores ubicados en la pulpa,

En ocasiones no es posible evitar una lesión pulpar en los procesos restauradores.

La protección dentino pulpar involucra todas las maniobras, sustancias y materiales que se utilizan durante la preparación y restauración cavitaria tendiendo a proteger la vitalidad de la pieza dental.

La permeabilidad de la dentina está dada por la presencia de los túbulos dentinarios, que actúan como canales para la difusión de los líquidos a través de la dentina. La permeabilidad es directamente proporcional al número y diámetro de estos túbulos y a profundidad de la preparación, mientras mayor sea la profundidad mayor será el número y el diámetro de los túbulos, por lo tanto, mayor las vías de entrada de los irritantes hacia la pulpa y mayor la necesidad de proteger el órgano dentinopulpar.



Los **selladores dentinarios** están representados por los **barnices** y **sistemas adhesivos**, con ellos se logra una película protectora de poco espesor, por lo que no actúan como aislante térmico.

Se debe tomar en cuenta al momento de seleccionar el protector dentino-pulpar.

La **cercanía de la preparación con la pulpa**, ya que a medida que aumenta la profundidad de la preparación hay mayor riesgo de producir lesión pulpar, además aumenta la permeabilidad y se produce el debilitamiento del piso cavitario.

Con 2 mm de **dentina remanente** es raro que se produzca alguna reacción pulpar. el espesor ideal de dentina remanente es aproximadamente de 1,5 a 2 mm hasta la pulpa, el cual sería el requerido para lograr una adecuada protección del órgano dentino-pulpar.

Brännström señala **la sensibilidad térmica** es debido a que la brecha entre la preparación y el material de restauración permite el lento movimiento del fluido dentinario hacia el exterior. El frío causa una repentina contracción de este fluido lo que causa un inmediato incremento del flujo de fluido, lo que causa la estimulación de las terminaciones nerviosas de la pulpa y se percibe como dolor. Si los túbulos pueden ocluirse, el flujo de fluido se evita y el frío no puede causar dolor. Por lo tanto, la reducción de la sensibilidad viene dada más que por el espesor de la base, por un sellado adecuado de los túbulos dentinarios.

La aplicación de **grabado ácido** en la dentina aumenta la apertura de los túbulos dentinarios y desmineralizan la dentina intertubular, provocando el aumento de la permeabilidad y la posibilidad de penetración de agentes irritantes hacia la pulpa. La dentina puede ser grabada si se efectúa el sellado inmediato con un sistema adhesivo que proteja a la pulpa de la



filtración de sustancias. El sistema adhesivo cierra los túbulos formando tapones de resina y penetra en la zona intertubular completando el sellado mediante la hibridación:

- Los selladores dentinarios tienen las siguientes funciones:
  - ✚ Previene la penetración de irritantes.
  - ✚ Actúan como una barrera
  - ✚ Reducen la sensibilidad dentinaria.
  - ✚ Reducción de microfiltración marginal.<sup>22</sup>

#### 4.1 Adhesivos

En 1955 Buonocore, introdujo el concepto de tratar químicamente al esmalte para alterar sus características superficiales y permitir la adhesión de los materiales restauradores a la superficie de esmalte dentario. La adhesión se opone y soporta las fuerzas de contracción durante la polimerización del material resino mejorando la retención y la integridad marginal durante el funcionamiento de la pieza dentaria restaurada.

Actualmente la evolución de los biomateriales está enfocado al mejoramiento de sus componentes, el funcionamiento del material y la simplificación de las técnicas en los procedimientos clínicos, con la finalidad de alcanzar mejores resultados en menor tiempo.



- Clasificación de sistemas adhesivos:

- ✚ **De dos pasos**, con un **grabado ácido de las estructuras dentarias**, seguido de la colocación de un adhesivo dentinario.
- ✚ **De un paso o autograbable**, que actúa sobre los tejidos dentinarios como agente grabador y acondicionante al mismo tiempo.<sup>23</sup>

#### 4.1.1 De dos pasos

Esta técnica **adhesiva de dos pasos** consiste en el acondicionamiento o grabado con **ácido fosfórico al 37%** de la superficie de esmalte y dentina y lavado posterior para la eliminación del **barrillo dentinario** o **smear layer** (figura 9).<sup>23,24</sup>

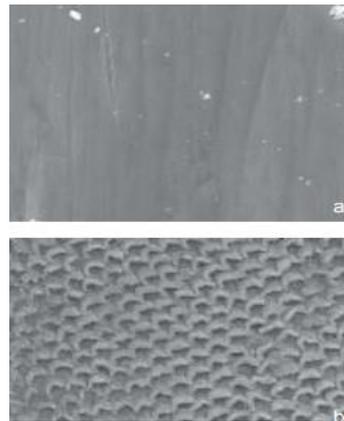


Figura 9 A superficie del esmalte sin grabado. B. después del grabado del esmalte.

El acondicionamiento en esmalte producirá microporosidades mientras que en la dentina ampliará el diámetro de los túbulos dentinarios, aumentando la permeabilidad y la energía superficial de la dentina y dejará al descubierto las **fibras de colágena**. La superficie de la dentina requiere estar húmeda para que las fibras de colágena puedan desdoblarse; se coloca adhesivo

dentinario impregnando y encapsulado las fibras de colágena logrando una **traba mecánica** y formando una **capa híbrida** sobre la superficie dentinaria (figura 10).<sup>23, 24</sup>

### GRABADO ÁCIDO

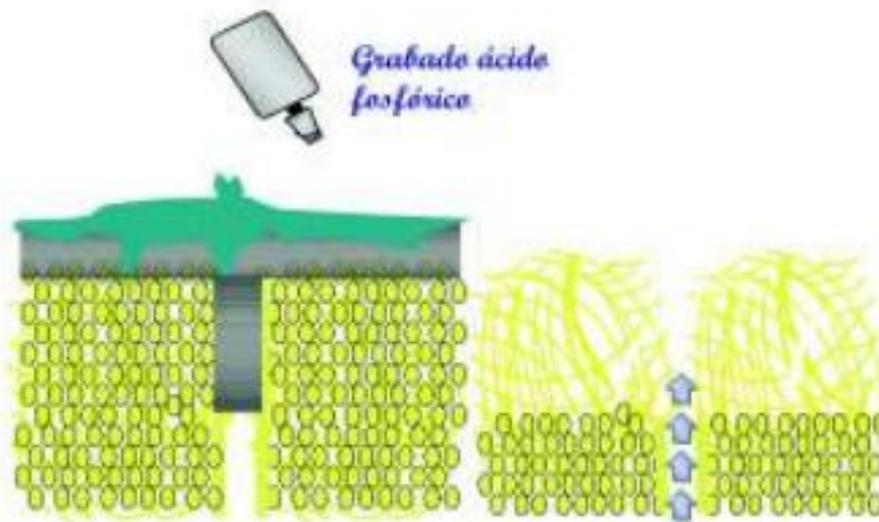


Figura 10 Esquema (corte lateral) de acondicionamiento de la dentina. A la izquierda: dentina cubierta por smear layer (gris) siendo grabada con ácido ortofosfórico al 37% (verde). A la derecha: completa deflexión del smear layer, exponiendo fibras de colágena (amarillas) después de la remoción del contenido mineral (esferas amarillas). Las flechas indican aumento de permeabilidad de la dentina.

Una superficie de dentina muy húmeda puede producir emulsificación y causar huecos en la imprimación, al contrario, una superficie de dentina desecada provoca el colapso de las fibras de colágeno, reduciendo la penetración de la resina y crea poros debajo del material de restauración.



#### 4.1.2 Autograbables

Los **sistemas adhesivos autograbables** se caracterizan debido a que actúan acondicionando, desmineralizando e infiltrando esmalte y dentina uniéndose a las fibras de colágena formando simultáneamente una **capa híbrida**. Estos sistemas adhesivos se han popularizado debido a su simplicidad técnica, que requiere menos pasos y elimina la necesidad de juicio clínico acerca de la humedad residual de la dentina. La capa de smear layer se altera, pero no se elimina por lo cual se forman **smear plugs** que es la unión de del **smear layer** y el adhesivo que oblitera la luz del túbulo dentinario y creando una traba mecánica. La eliminación del grabado y lavado puede disminuir el riesgo de sobre acondicionamiento de la dentina, minimizando el problema de la inadecuada penetración de los monómeros adhesivos y reduciendo el riesgo de sensibilidad postoperatoria.

Figura 11.<sup>23, 28</sup>

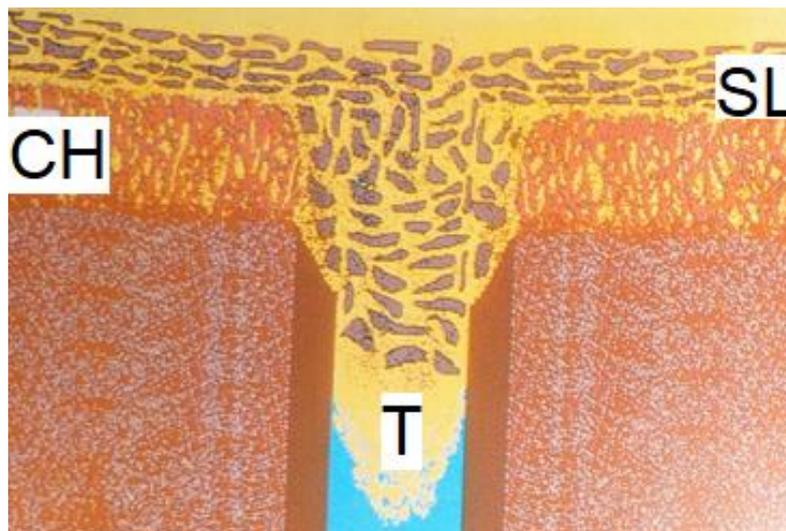


Figura 11 Impregnación de la dentina con el primer acondicionante. La smear layer (SL) es disuelta, impregnada y sobrepasada por los monómeros que alcanzan la dentina subyacente y forman una capa híbrida (CH). los residuos de smear plugs son incorporados en los cortos tags formados de resina(T).<sup>25</sup>



La técnica de grabado total o grabado-lavado o de dos pasos ha sido utilizada con excelentes y comprobados resultados clínicos en esmalte, pero en dentina sus resultados son variables.<sup>23</sup>

#### 4.2 Barniz de copal

El **barniz de copal** es una goma de resina natural o sintética disuelta en un solvente orgánico, como acetona, cloroformo o éter. La resina natural más utilizada es copal disuelta en acetona. Es de importancia obtener una capa uniforme, a través de la colocación de dos capas de barniz, en una consistencia líquida puesto que demasiadas capas y en una consistencia viscosa va a interferir con el adaptado del material restaurador. Los barnices de copal no son biocompatibles con compuestos resinosos, ya que el solvente del barniz puede reaccionar con la resina ablandándola e impidiendo su adhesión a la estructura dentaria. Tampoco son biocompatibles con el vidrio ionómero, debido a que la película de barniz eliminaría la adhesión del cemento a la estructura dentaria.

El barniz actúa reduciendo la filtración de irritantes a través de los túbulos dentinarios, reduciendo la irritación pulpar.

- **Biocompatibilidad:**

-  Cemento de fosfato de zinc.<sup>7,17</sup>



## CAPÍTULO V MATERIALES DE RESTAURACIÓN PROTÉSICA Y SUS TÉCNICAS DE CEMENTACIÓN

### 5.1 Postes radiculares

Al realizar una endodoncia a una pieza dentaria, ésta pierde estructura dental coronal y radicular debido a caries, tratamientos endodóncico previos, y colocación de restauraciones anteriores, disminuyendo su resistencia, por lo que es indispensable que el tratamiento odontológico devuelva a la pieza comprometida la resistencia perdida, objetivo que puede lograrse con la aplicación de postes intrarradiculares, que brindan soporte a las piezas dentarias con tratamiento endodóncico, y disminuyen las cargas excesivas ayudando a distribuir las entre el poste y el tejido dentario remanente.

- Consideraciones para la restauración de las piezas dentarias:
  - ✚ **Conservación de la estructura dental.** Es importante proteger el tejido remanente de la porción coronaria como radicular para evitar tensiones y posibles fracturas.
  - ✚ **Retención.** Un poste muy largo o amplio lejos de brindar retención, debilita la raíz y puede perforarla, además puede permitir que el diente se deforme fácilmente por las fuerzas oclusales. Si bien el aumento de la longitud del poste ofrece mayor retención, el exceso de éste causaría daños como fracturas o perforaciones en casos de raíces curvas y delgadas.
  - ✚ **La resistencia a la fractura.** Aún no se establece si el poste debe presentar rigidez mayor o igual a la dentina con relación a fracturas,



debido a raíces debilitadas por el desgaste excesivo de las paredes del conducto y el efecto de gatillo que puede producir el poste en el conducto.<sup>26, 27</sup>

- Clasificación:

- ✚ Postes individualizados o colados.
- ✚ Postes prefabricados.

La selección del poste se basa en la forma del conducto radicular. El perno se tiene que adaptar a la forma del conducto y no a la inversa. También se debe considerarse que pieza se está tratando y su disposición en la arcada dentaria.

Lo que se busca al momento de restaurar un diente anterior es transferir las fuerzas que recaen en él hacia dientes contiguos para evitar posibles fracturas. Es recomendable el uso de los nuevos postes de resina modificados con fibras por las propiedades estéticas que proporcionan a las restauraciones.

En el caso de dientes posteriores la aplicación de postes colados es favorable por la resistencia y la capacidad de adaptación a los conductos. En molares los conductos radiculares son más amplios por lo que el poste se adapta a la raíz más amplia y verticalizada que es la raíz distal de los molares inferiores y la raíz palatina de los molares superiores.<sup>26, 27</sup>

#### 5.1.1 Colados

Los postes colados conforman una unidad que es elaborada mediante una impresión del conducto radicular previamente preparado en su parte interna quedando una porción de gutapercha intacta para el adecuado selle apical.



La impresión del poste colado se toma con acrílico autocurable y después será colada con una aleación metálica. Se adecuan perfectamente al tamaño, al diámetro y a la longitud del conducto radicular; son los más indicados al momento de restaurar. Sin embargo, la mayor desventaja de los mismos, su elevado costo y la corrosión en el transcurso del tiempo y que no permite obtener una restauración estética.<sup>28, 26</sup> Figura 12.



Figura 12 Poste colado.<sup>29</sup>

Para lograr éxito en el tratamiento hay que seguir una serie de indicaciones en el momento de desobturar el conducto.

- ✚ Sobrepasar la cresta ósea, ya que la longitud del perno debe de ser igual a dos terceras o a tres cuartas partes de la longitud del conducto radicular.
- ✚ Respetar 4 mm de la obturación apical.
- ✚ Respetar de 1.5 a 2 mm de espesor de la pared radicular.
- ✚ Contar con apoyo axial en dentina para evitar el efecto cuña.
- ✚ El poste debe retenerse de forma pasiva, evitando presión excesiva en sus paredes.
- ✚ No debe existir espacio entre el poste y la obturación endodóntica.<sup>29</sup>

- Técnica para fabricación de poste colado:
  - ✚ Radiografía previa para saber hasta dónde van a llegar las fresas para desobturar el conducto radicular.
  - ✚ Desobturación del conducto radicular dejando 4mm de la obturación apical y cuidando que no quede gutapercha en las paredes del conducto (figura 13).<sup>29</sup>

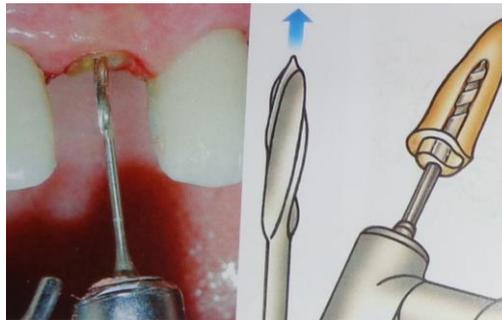


Figura 13 Desobturación del conducto radicular con fresas Gattes Glidden.

- ✚ Lubricar el conducto con vaselina.
- ✚ Se prepara el acrílico autopolimerizable (figura 14).



Figura 14 Preparación de acrílico autopolimerizable (Duralay) y su preparación.

- ✚ Se humedece el pin de plástico con monómero y después se le coloca el acrílico previamente preparado (figura 15).<sup>29</sup>

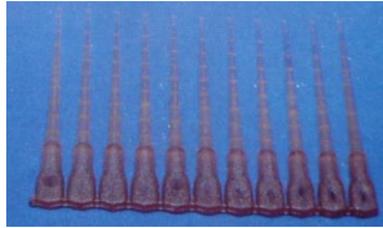


Figura 15 Pins intrarradiculares de plástico.

- Se lleva al conducto radicular el pin cubierto conacrílico, insertando y retirando varias veces antes de la polimerización delacrílico (figura 16).<sup>29</sup>

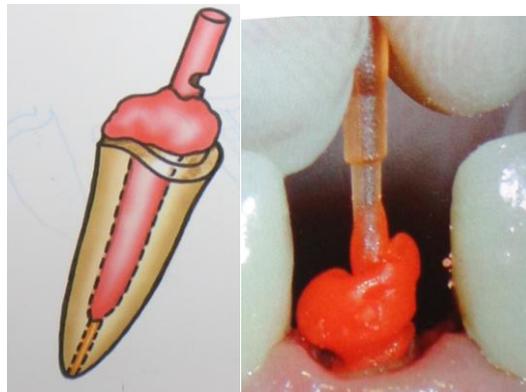


Figura 16 Inserción del pin cubierto deacrílico.

- Una vez polimerizado elacrílico que comprende la porción del conducto radicular se procede a agregar másacrílico para formar el muñón (figura 17).<sup>29</sup>

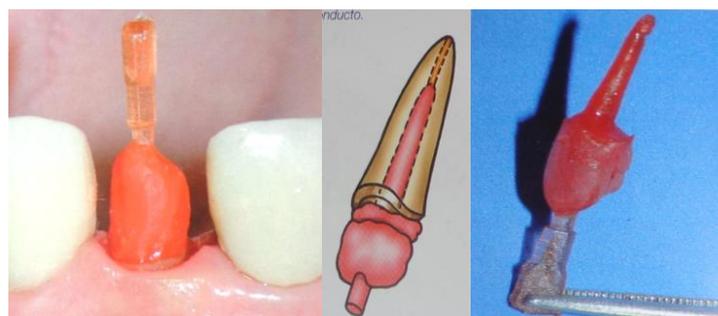


Figura 17 Formación del muñón conacrílico.



- ✚ Preparación y obtención del muñón (figura 18).<sup>29</sup>



Figura 18 Preparación del muñón.

- Técnica de cementación con fosfato de zinc.
- ✚ Limpieza del muñón colado con alcohol o glutaraldehído.
- ✚ Aislamiento relativo.
- ✚ Limpieza del conducto con peróxido de hidrógeno, puntas de papel.
- ✚ En una loseta amplia y gruesa y enfriada al chorro de agua y seca colocar el cemento y dividirlo en varias porciones, colocar una gota de líquido y llevar una porción de polvo al líquido y mezclarlo abarcando una amplia superficie de la loseta y cada 15 a 20 segundos; agregar otra porción de polvo hasta completar la mezcla. Se obtendrá una pasta que hará hilo al desprender la espátula de la loseta.
- ✚ Llevar el cemento al conducto con la ayuda de una lima.
- ✚ Cubrir con fosfato la superficie limpia y seca del poste radicular y asentando en el conducto radicular haciendo presión constante debido a su coeficiente de expansión de 5 a 3 minutos.
- ✚ Retirar excedentes y colocar provisional.<sup>14</sup>



### 5.1.2 Fibra de vidrio

Los postes de **fibra de vidrio** están compuestos de 36% de resina y 64% de fibra de vidrio, cuarzo, carbono y combinados sus fibras unidireccionales, de colocación favorable permiten la transmisión de luz incluso hasta el ápice favoreciendo el uso de cemento resinoso dual.

Surgieron debido a la evolución de la adhesión; pueden unirse con la dentina por medio del cemento resino dual, logrando soportar las cargas funcionales mejorando la resistencia de la pieza dentaria.<sup>25,26</sup>

#### - Ventajas:

- ✚ Módulo de elasticidad similar a la dentina.
- ✚ No causa estrés.
- ✚ Capacidad de adhesión a los tejidos dentarios.
- ✚ Facilidad del fotocurado del adhesivo por el color blanco transparente, que permite una rehabilitación estética, cuando sea necesaria.
- ✚ Facilidad de remoción por retratamiento pulpar.
- ✚ Presenta excelentes efectos estéticos al ser blanco y al permitir la cementación de restauraciones estéticas.
- ✚ Menor número de sesiones debido a la facilidad para la fabricación del muñón coronario.
- ✚ No corrosible.
- ✚ Su costo es menor debido a que la inserción del poste en una misma sesión y la eliminación de etapas de laboratorio representan una simplificación y abaratamiento de la técnica.
- ✚ Sellado endodóncico evitando la contaminación entre sesiones.



- ✚ El procedimiento adhesivo tendría un valor adicional por el sellado de túbulos de manera efectiva; además que poste y diente se comporten como un monoblock.<sup>22, 27</sup>
  
- Desventajas:
  - ✚ Posible descementado debido a su excesiva flexibilidad.
  - ✚ Su radiolucidez no es favorable para el control radiográfico.
  - ✚ Posibilidad de fractura del muñón.
  - ✚ Posibilidad de fractura del poste.
  - ✚ Cementado adhesivo con interrogantes.
  - ✚ Diámetros y formas no son anatómicas (no es universal).<sup>22, 27</sup>
  
- Técnica para cementación de poste de fibra de vidrio.
  - ✚ Toma de radiografía el diente a tratar y escoger el poste de acuerdo con la anchura del conducto radicular.
  - ✚ Realizar aislamiento absoluto.
  - ✚ Desobturación del conductor radicular dejando como mínimo 4 mm de gutapercha en la porción apical.
  - ✚ Medir el poste en el conducto y tomar radiografía para verificar que el poste asiente perfectamente en el conducto radicular sin que se observe espacio entre la obturación de gutapercha y el poste (figura 19).

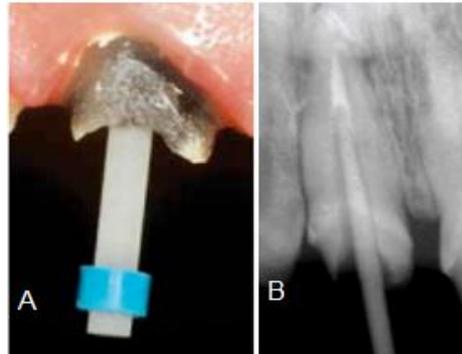


Figura 19 A; medición del poste en el conducto. B; radiografía que muestra la adaptación del poste al conducto.

- ✚ Limpieza del conducto, irrigando inicialmente con hipoclorito de sodio al 5.25% y para neutralizar irrigar con suero fisiológico. El exceso de humedad se elimina utilizando conos de papel.
- ✚ En cuanto al tratamiento previo del poste no es necesario realizarlo, ya que vienen con tratamientos previos, solo si se ha manipulado mucho se limpia con alcohol o grabado ácido.
- ✚ Inyección del cemento de resina dual autograbable dentro del conducto con ayuda de las puntas de elongación. La inyección del cemento que reduce notablemente la formación de burbujas de aire que pueden afectar la retención del poste (figura 20).<sup>34, 35</sup>



Figura 20 Colocación del cemento autoadhesivo dentro del conducto radicular con la ayuda de una punta de elongación.

- ✚ Llevar el poste dentro del conducto y el retirar excesos de cemento. Por la complejidad de lograr una correcta adhesión dentro del conducto se recomendaría utilizar cementos de resina dual autoadhesivos.
- ✚ Fotopolimerizar por todos los flancos durante 20 segundos por flanco (figura 21).<sup>34, 35</sup>



Figura 21 Polimerización del poste de fibra de vidrio dentro del conducto radicular.

- ✚ Reconstrucción con resina compuesta y preparación del muñón (figura 22).



Figura 22 Poste cementado y muñón terminado.



- Los postes de fibra de vidrio se clasifican en:
  - ✚ **Cónico.** Buscan acompañar la forma del diente evitando el desgaste de tejido para ajustar el poste al diente, aunque perdiendo algo en capacidad retentiva. Se los responsabiliza de transmitir esfuerzos en cuña.
  - ✚ **Cilíndricos.** Requieren una gran profundidad en conductos cónicos.

## 5.2 Coronas metal porcelana

Las **coronas metal porcelana** en la práctica dental es una de las restauraciones fijas más utilizadas. Consiste en una corona metálica colada de recubrimiento total cubierta por una capa de porcelana fundida que imita la anatomía de un diente natural.

La preparación para este tipo de coronas requiere una reducción dentaria considerable debido a que solo se va a cubrir utilizando un espesor suficiente de porcelana.<sup>27</sup>

- Capas de porcelana que recubren a la corona de metal:
  - ✚ La **porcelana opaca.** esconde el metal que se encuentra debajo, inicia el desarrollo del color y es ahí en donde hay unión entre la cerámica y el metal.
  - ✚ La **porcelana dentinaria o cuerpo de la porcelana.** Forma la masa de la restauración y proporciona el mayor porcentaje de color.
  - ✚ La **porcelana del esmalte o incisal.** Aporta la translucidez a la restauración, figura 23.<sup>31</sup>

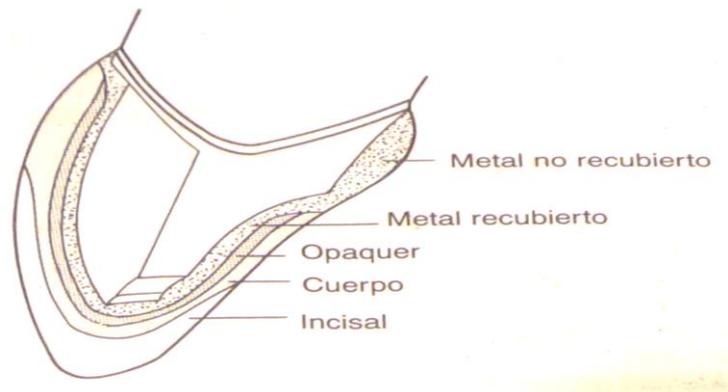


Figura 23 Capas de una restauración de metal porcelana.

- Mecanismos de unión entre el metal y la cerámica:
  - ✚ **Atrapamiento mecánico.** Se efectúa al bloqueo de las microabrasiones de la cofia metálica, proporcionando retención mecánica.
  - ✚ **Fuerzas compresivas.** Se debe a que el coeficiente de expansión de la cofia metálica es mayor que el de la cerámica. Esto generará un arrastre de la porcelana hacia la cofia metálica una vez que se enfrió la restauración después de la cocción.
  - ✚ **Fuerzas de van der Waals.** Se debe a la atracción mutua entre las moléculas de la porcelana y de la cofia de metal, comenzando así la unión química.
  - ✚ **Unión química.** Debido a que la cocción de una restauración metal porcelana se lleva a cabo en un ambiente de oxígeno, este elemento forma una capa de óxido en el metal formando óxido que se une al óxido similares que se encuentran en la capa opaca de la porcelana. La fuerza de unión de estos materiales a través de óxidos es tan fuerte que la fractura se puede producir en la porcelana más que en la interfase metal porcelana. El fracaso de unión química puede deberse por la presencia de una capa de óxido excesiva o por la



contaminación de la superficie de óxido evidenciándose en una separación limpia del metal y la porcelana <sup>31</sup>

- Aleaciones utilizadas para la confección de las coronas de metal porcelana:

 **Altamente nobles.**

- Oro-platino-paladio.
- Oro-platino-plata.
- Oro-paladio.

 **Nobles.**

- Paladio-plata.
- Rico en paladio.

 **Predominantemente base.**

- Cromo-níquel.
- Cromo-níquel-berilio.
- Cromo-cobalto.

- Se clasifican en:

**Coronas metálicas convencionales.** Son aquellas que cuentan con una estructura metálica total unida a la estructura cerámica (figura 24).<sup>32</sup>



Figura 24 Prótesis parcial fija de tres unidades convencional.

**Coronas metálicas venner o de metal con frente estético.** Son aquellas que en su cara oclusal, mesial, distal palatina o lingual estas hechas de metal y por su cara vestibular está recubierta de porcelana (figura 25).<sup>32</sup>



Figura 25 Prótesis fija de tres unidades tipo venner.

**Coronas collarless.** Son aquellas en las cuales su porción cervical esta recubierta de porcelana en vez de metal (figura 26).<sup>32</sup>



Figura 26 Coronas collarless 360°

- Indicaciones:



- ✚ Ajuste marginal superior en comparación con coronas cerámicas.
  - ✚ Destrucción dental extensa.
  - ✚ Dientes vitales.
  - ✚ Cuando los resultados estéticos no son tan prioritarios.
  - ✚ Necesidad de una retención y resistencia mayores.
  - ✚ Postes metálicos.
  - ✚ En caso de necesitar apoyo de una prótesis removible se pueden hacer descansos oclusales en este tipo de coronas.
  - ✚ Como conector de prótesis dental fija.<sup>23</sup>
- **Contraindicaciones:**
- ✚ Pacientes jóvenes con cámaras pulpares amplias, debido al alto riesgo de exposición pulpar.
  - ✚ En prótesis fija de brechas largas.<sup>23</sup>
- **Ventajas:**
- ✚ Es una restauración muy fuerte que resiste fuerzas oclusales.
  - ✚ Poseen una fuerza mayor que las restauraciones cerámicas.
  - ✚ Debido a su dureza es una restauración que tiene una duración prolongada en boca.<sup>30</sup>
- **Desventajas:**
- ✚ Exige mayor destrucción de tejido dentario.
  - ✚ Abrasión de antagonistas.<sup>30</sup>
- **Compatibilidad:**



- ✚ Fosfato de zinc.
  - ✚ Ionómero de vidrio tipo I.
- Técnica de cementación con fosfato de zinc:
- ✚ Desinfección de la superficie interna de la corona con glutaraldehído o alcohol.
  - ✚ Limpiar la superficie de la preparación para eliminar los restos del agente de unión provisional con una copa de goma y piedra pómez o peróxido de hidrógeno.
  - ✚ Aislamiento relativo para proteger de la saliva al cemento en lo que completa su endurecimiento.
  - ✚ Aplicar dos capas de barniz cavitario de copal con bolitas del algodón sobre la superficie de la preparación seca, eliminando la humedad con aplicación ligera de aire después de cada aplicación.
  - ✚ En una loseta enfriada en el chorro de agua y seca colocar la relación de polvo y líquido, dividiendo el polvo en porciones y llevando una por una al líquido cada 10 o 20 segundos, abarcando una zona amplia de la loseta con la mezcla para neutralizar la acidez y su fase exotérmica del cemento hasta mezclar todas las porciones y obteniendo una consistencia viscosa y forma un hilo al levantar la espátula (figura 27).<sup>31</sup>



Figura 27 A; división del polvo en porciones mezcladas en una loseta de vidrio en una zona amplia de la superficie. B; consistencia de la mezcla se evalúa tirando de un hilo.

- ✚ Recubrir con el cemento la parte interna de la restauración previamente desinfectada y seca y a la superficie de la preparación (figura 28).<sup>33</sup>



Figura 28 Parte interna de la restauración cubierta con fosfato de zinc.

- ✚ Llevar la restauración a posición, verificar su asentamiento con un explorador y mantener presión constante durante 5 hasta que endurezca, debido a su módulo de elasticidad y a su coeficiente de expansión (figura 29).<sup>33</sup>



Figura 29 A; se lleva la restauración a posición, B; se verifica su asentamiento, C; se mantiene presión constante.

- ✚ Retirar excedentes hasta que haya fraguado totalmente con hilo dental (figura 30).<sup>33</sup>



Figura 30 Retirar excedentes con hilo dental.

- ✚ Si es necesario verificar oclusión con papel articular.
- ✚ Pedir al paciente que tenga cuidado y masticar despacio durante 24 horas que es el tiempo que tarda el cemento en desarrollar su resistencia final.<sup>14, 28, 30, 33</sup>



### 5.3 Coronas libres de metal

Las **coronas libres de metal** son un tipo de restauración protésica que cuentan con más propiedades estéticas, debido a la ausencia de una cofia metálica, permiten la trasmisión de luz logrando parecerse a la estructura dental natural en cuestiones de color y translucidez. Sin embargo es muy susceptible a fracturarse debido a que está compuesta de vidrios no cristalinos, por lo cual su uso tiene algunas restricciones (figura 31).<sup>28, 23</sup>



Figura 31 Restauración libre de metal.

Se consideran materiales cerámicos aquellos productos de naturaleza inorgánica, que son obtenidos por la acción del calor y cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina. La gran mayoría de las **cerámicas** están compuestas por:

- ✚ **Matriz vítrea.** Es responsable de la **estética** de la porcelana (con átomos están desordenados) en la que se encuentran inmersas partículas más o menos grandes de minerales cristalizados (cuyos átomos sí que están dispuestos uniformemente).
- ✚ **Fase cristalina** que le da la **resistencia**.



Químicamente, las porcelanas dentales se agrupan en:

- ✚ Feldespáticas
- ✚ Aluminosas.
- ✚ Zirconiosas.

Las primeras porcelanas de uso dental contenían tres elementos básicos de la cerámica:

- ✚ Feldespato.
- ✚ Cuarzo.
- ✚ Caolín.

Con el paso del tiempo, la composición de estas porcelanas se modificó hasta llegar a la composición de las actuales **cerámicas feldespáticas** que constan de:

- ✚ Feldespato. Al descomponerse en vidrio, es el responsable de la **translucidez** de la porcelana
- ✚ **Cuarzo**. Constituye la fase cristalina
- ✚ **Caolín** (en mucha menor proporción). Confiere **plasticidad** y facilita el manejo de la cerámica cuando todavía no está cocida
- ✚ Pigmentos para obtener distintas tonalidades.

Debido a que se trata de vidrios básicamente, estas cerámicas son frágiles y, por lo tanto, se deben de apoyar sobre una de estructura **metálica** o **cerámica**.<sup>28, 23</sup>



Debido a la demanda estética de las restauraciones en prótesis fija, se fue modificando la composición de las cerámicas mejorar su tenacidad  
Para poder confeccionar restauraciones totalmente cerámicas surgiendo así las porcelanas **feldespáticas de alta resistencia**, a las cuales se les incorporan elementos que aumentan su resistencia mecánica agregando a la composición disilicato de litio.

- Ventajas:

- ✚ Estética.
- ✚ Excelente translucidez.
- ✚ Preparaciones más conservadoras sin menos desgaste dentario.

- Desventajas:

- ✚ Menor resistencia.
- ✚ Dificultad en el ajuste marginal.
- ✚ No son eficaces en caso de retenedores de prótesis.

- Indicaciones:

- ✚ Zonas con alto compromiso estético (zona anterior).
- ✚ En dientes que tengan mucha estructura coronal para soportar la restauración.
- ✚ Muñones vitales.
- ✚ Muñones de resina o ionómero de vidrio.



- **Contraindicaciones:**

- ✚ Cuando se pueda realizar una preparación menos invasiva.
- ✚ No se aconseja para restauración de dientes posteriores debido a la carga oclusal.
- ✚ No se aconseja su uso en caso de no poder dar anchura suficiente al hombro.
- ✚ Cargas oclusales desfavorables.
- ✚ Muñones colados.

- **Compatibilidad:**

- ✚ Cementos duales.<sup>28, 23</sup>

### 5.3.1 Carillas

Las **carillas** son un método conservador para restaurar el aspecto en dientes anteriores descolorados, punteados, fracturados, malposicionados y cerrar diastemas. Es una lámina muy delgada de cerámica que es cementada en la cara vestibular de los dientes afectados.

- **Ventajas:**

- ✚ Conservan la estructura dental.



- ✚ Debido a que abarca la capa de esmalte, en algunas ocasiones no es necesaria la anestesia.
- ✚ Muy estéticas.
- ✚ Resistencia elevada a las fuerzas.
- ✚ Capacidad de soportar fuerzas de tracción, tensión y cizallamiento una vez cementadas.
- ✚ Biocompatibilidad de la encía y la cerámica.
- ✚ Su superficie lisa no retiene placa.
- ✚ Resistencia al ataque químico por ácidos, alcohol y antibióticos.
- ✚ Radiopacidad, permite que el diente aunque esta debajo, sea accesible a la exploración radiográfica (figura 32).<sup>31</sup>



Figura 32 A, diastema vista frontal; B, tallado dental; C, colocación de carillas.

- Desventajas:

- ✚ El contorneado excesivo provocando inflamación gingival.
- ✚ Requiere varias citas.



- Indicaciones:

- ✚ Dientes vitales.
- ✚ Malposición.
- ✚ Pigmentaciones.
- ✚ Fracturas.<sup>31</sup>

- **Compatibilidad:**

- ✚ Cemento de resina dual fotopolimerizable.<sup>31</sup>

- Técnica de cementación:

- ✚ Aislamiento absoluto con dique de hule en tanto la preparación lo permita e hilo dental colocado en los cuellos de los dientes o hilo retractor y aislamiento relativo para dar mayor accesibilidad al margen cervical de la preparación.
- ✚ Limpieza de las preparaciones con piedra pómez y copa de hule, eliminando excedentes del cementado provisional. Si el cemento utilizado para el provisional es a base de eugenol limpiar con alcohol para eliminar los restos de eugenol podrían inhibir la polimerización.
- ✚ Colocación de bandas de celuloide en interproximal del diente para impedir que el cemento dual se adhiera a los dientes contiguos.
- ✚ En cuanto al acondicionamiento del esmalte, no es necesario, ya que se utilizará un cemento dual autograble.
- ✚ Grabar el interior de la carilla con ácido fluorhídrico al 10% durante 3 minutos; posteriormente lavar con el chorro de la jeringa triple y

secar. Se observará la parte interna de la carilla glaseada (figura 33).<sup>18, 39</sup>

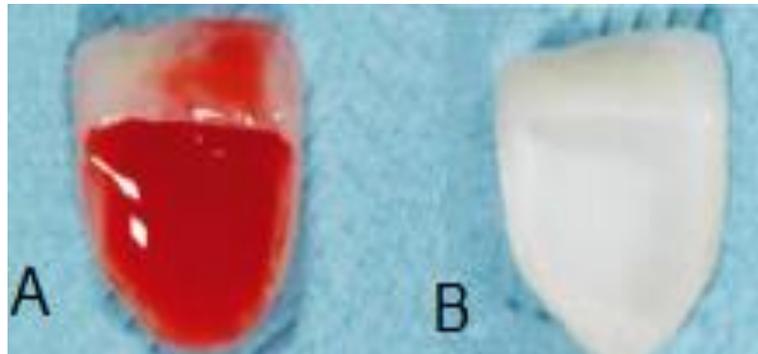


Figura 33 A; aplicación de ácido fluorhídrico. B; textura glaseada después de la colocación de ácido fluorhídrico.

- ✚ Aplicación de silano en la cara interna de la carilla durante 1 minuto y después secar con el aire de la jeringa triple (figura 34).<sup>18, 39</sup>



Figura 34 Aplicación de silano en la cara interna de la carilla.

- ✚ Colocación del cemento dual autograbable a en la cara interna de la carilla y se lleva a la preparación para sentarla (figura 35).<sup>18, 39</sup>



Figura 35 A; colocación de cemento dual en la parte interna de la carilla. B; asentamiento de la restauración.

- ✚ Fotopolimerizar por vestibular durante 3 segundos, obteniendo el asentamiento de la restauración, pero a las ves excedentes fáciles de retirar con bisturí o hilo dental.
- ✚ Fotopolimerizar todas las caras de la restauración de 20 a 40 segundos (figura 36).<sup>18, 39</sup>



Figura 36 Restauraciones terminadas.

### 5.3.2 Coronas de disilicato de litio

Las **coronas de disilicato de litio** son restauraciones de cerámica feldespática reforzada con **disilicato de litio**, mejorando la presencia, pero también aumenta la opacidad de la masa cerámica, por lo cual con estas



cerámicas solo se realizan las estructuras **internas de las restauraciones** o **núcleos** que se recubren con porcelana feldespática convencional.

Las restauraciones cerámicas que son sensibles a la acción del ácido fluorhídrico son utilizadas ampliamente debido a las propiedades ópticas que presenta.

El enlace resina y cerámica contribuye a la longevidad de la restauración que se logra mediante unión micromecánica y química. Para el tratamiento de la superficie cerámica se debe aplicar ácido fluorhídrico, que reacciona con la matriz de vidrio que contiene sílice y forma hexafluorosilicatos. El resultado es una superficie que presentará microscópicamente, el aspecto de un panal de abejas. Esta modificación de la superficie de la porcelana aumentará el área superficial disponible para la unión, creará retenciones que aumentan la resistencia de dicha unión y proporcionará más energía superficial antes de colocar el silano y el sistema adhesivo. Los silanos favorecen la humectabilidad y la unión a las cerámicas mediante el depósito de grupos metacrilatos, que se unirán a los de las resinas, favoreciendo así la unión química entre lo orgánico y lo inorgánico.

Una correcta adhesión proporciona:

- ✚ Alta retención.
- ✚ Mejor adaptación marginal.
- ✚ Previene la microfiltración.
- ✚ Aumenta la resistencia a la fractura tanto del diente como de la restauración.



- Técnica de cementación adhesiva de coronas de disilicato de litio:
  - ✚ Retirar provisional y limpiar excedentes del cemento provisional y desinfección con clorhexidina.
  - ✚ Prueba de ajuste y estética restauración.
  - ✚ Debido a que se utiliza un cemento dual autograble no es necesario el acondicionamiento de la preparación.
  - ✚ Grabar superficie interna de la restauración con ácido fluorhídrico al 5% durante 20 segundos.
  - ✚ Lavar con abundante agua evitando residuos de ácido fluorhídrico y secar con aire observando que la superficie interna debe de tener un aspecto blanco opaco (figura 37).<sup>31, 35</sup>



Figura 37 Muestra el aspecto blanco que debe de tener la superficie interna después del grabado ácido.

- ✚ Aplicación de silano y en cuanto volatilice el disolvente está listo el poste para comenzar el cementado. (en ocasiones se recomiendan 2 aplicaciones de silano, dependiendo del solvente que contenga).
- ✚ Colocar en la parte interna de la restauración el cemento dual autograble y llevarla al muñón haciendo una ligera presión hasta asentar la restauración.
- ✚ Eliminación de excedentes y colocación de glicerina en el margen de la restauración para inhibir la capa de oxígeno.



- Aplicación de luz azul visible por medio de lámpara con la intensidad indicada La banda de absorción de la canforoquinona oscila entre 360 y 520nm y su pico máximo era de 465nm. Dentro de este rango, la emisión óptima de la luz debería estar entre 450 y 490nm (figura 38).<sup>20, 41</sup>



Figura 38 Polimerización de la restauración por todos los flancos.<sup>25</sup>

### 5.3.3 Coronas de zirconia

Las **coronas de zirconia** son de última generación. Están compuestas por óxido de circonio ( $ZrO_2$ ) altamente sinterizado en un 95%, estabilizado con óxido de itrio en un 5%. La principal característica de este material es su elevada tenacidad debido a que su microestructura es totalmente cristalina y posee un mecanismo de refuerzo llamado “**transformación resistente**”. Este fenómeno descubierto por Garvie & cols. en 1975 consiste en que la Zirconia parcialmente estabilizada ante una zona de alto estrés mecánico como es la punta de una grieta sufre una transformación de fase cristalina, pasa de forma **tetragonal** a forma **monoclínica**, adquiriendo un volumen mayor (figura 39), aumentando localmente la resistencia y evitando la propagación de la fractura.<sup>32</sup>

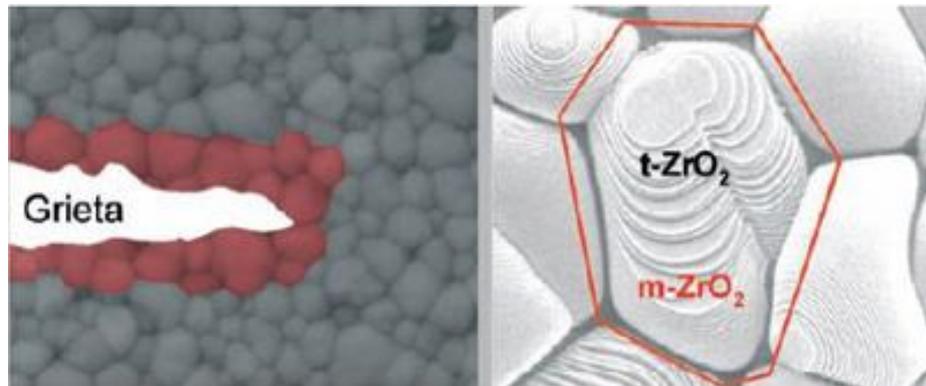


Figura 39 Transformación de la fase cristalina de la cerámica.

Estas cerámicas son muy opacas y por ello se emplean para fabricar **el núcleo de la restauración**, es decir, deben recubrirse con porcelanas convencionales para lograr una buena estética.<sup>32</sup>

- Ventajas:

- ✚ Menor adhesión bacteriana.
- ✚ Mayor resistencia a las fracturas.
- ✚ Restauración de molares.
- ✚ Restauración de implantes.
- ✚ Coronas individuales.

- Desventajas:

- ✚ Causa abrasión en dientes antagonistas.
- ✚ Preparaciones con mayor desgaste.<sup>37</sup>
- ✚ Fractura en la unión zirconia porcelana.<sup>38</sup>



- **Contraindicaciones:**
  - ✚ Presencia de hábitos parafuncionales.
  - ✚ Poco espacio que no permita que la restauración que de con un grosor adecuado.
  
- **Indicaciones:**
  - ✚ Restauraciones de zonas de alto compromiso estético.
  - ✚ Muñones vitales.
  - ✚ Muñones de fibra de vidrio.
  - ✚ Muñones colados.
  - ✚ Prótesis fija.
  - ✚ Restauración de dientes posteriores.
  
- **Compatibilidad:**
  - ✚ Ionómero de vidrio tipo I.<sup>23, 31</sup>
  
- **Técnica de cementación convencional con ionómero de vidrio:**
  - ✚ Aislamiento relativo.
  - ✚ Limpieza y desinfección de la preparación.
  - ✚ Desinfección con alcohol de la superficie de la restauración.



- ✚ Mezcla y cargado del cemento de ionómero de vidrio y asentar la restauración, hacer presión constante por 5 minutos, eliminar excedentes y esperar hasta que se complete la polimerización.<sup>40</sup>



## CONCLUSIONES

La realización de este trabajo tuvo la finalidad de hacer énfasis en que el restaurar un diente implica tratar en muchas ocasiones con un órgano vivo por lo cual, hay que conocer las estructuras que lo constituyen para saber el porqué de sus reacciones biológicas, así como también comprender lo importante que es el conocimiento y el buen manejo de los cementos dentales, así como su biocompatibilidad con los tejidos dentarios, para no provocar un daño. Por otra parte es imperativo conocer la compatibilidad que existe entre los cementos dentales y los materiales de restauraciones protésicas, ya que todos han evolucionado, han, tenido mejoras en sus características, sus propiedades, manejo más simplificado para el odontólogo, haciéndolos muy buenos agentes cementantes que los hace favorables para elegirlos para la cementación de una determinada restauración, pero de nada va a servir que sean muy buenos materiales cementantes si no son utilizados de acuerdo a esta compatibilidad y biocompatibilidad pudiendo dañar a los tejidos dentarios, obtener respuestas citotóxicas y fracasar en el proceso de restauración.



## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Barrancos J, Barrancos P. Operatoria dental: integración clínica. 4a edición. Buenos Aires: editorial medica panamericana; 2006. 261-277 p.
2. Martin J. Técnicas de ayuda odontológica (TAO) [Internet]. 3013. p. 1–10. Available from: <http://jessicamartinvalletao.blogspot.mx/2013/10/>
3. José de Jesús Cedillo Valencia \* José Eduardo Cedillo Félix\*\*. Protocolo clínico actual para restauraciones profundas. Rev ADM . 2013;70 (5)(5):263–75.
4. Slideshare. No Title [Internet]. Esmalte dental. 2013. p. 9. Available from: <https://es.slideshare.net/eliamkanipjoany/esmalte-dental-20828262>
5. Gartner L, Hiatt J. Texto atlas de histología. 3a edición. Baltimore: Mc Graw Hill; 2008. 367-371 p.
6. Ingle J. endodoncia. 3a edición. Los Angeles: Interamericana; 1987. 349-353 p.
7. Rivas R. Notas para el estudio de endodoncia [Internet]. 2017. p. 2\_10. Available from: <http://www.iztacala.unam.mx/rrivas/histologia4.html>
8. Anusavice K. Ciencia de los materiales dentales. 11 edición. Madrid: Elsevier; 2004. 77-202 p.
9. VILLEGAS ÁM, NARANJO E, GÓMEZ DM. Pruebas de biocompatibilidad de los materiales de uso odontológico : Revisión de la literatura. Rev Estomat [Internet]. 2008;16(2):38–44. Available from: <file:///C:/Users/User/Downloads/281-280-1-PB.pdf>
10. Zeballos L, Aliaga G. TOLERANCIA BIOLÓGICA A LOS BIOMATERIALES DENTALES. Rev Actual Clin Actual Clin [Internet]. 2013;30:1521–4. Available from: [http://www.revistasbolivianas.org.bo/pdf/raci/v30/v30\\_a09.pdf](http://www.revistasbolivianas.org.bo/pdf/raci/v30/v30_a09.pdf)



11. Espinosa R, Valencia R, Ceja I, Teyechea F. Disolución de agentes dentales de cementación : estudio in-vitro. Rodyb. 2013;2:1–11.
12. Barcelo F, Palma J. Materiales dentales: Conocimientos básicos aplicados. 3a edición. México: Trillas; 2008. 83-99 p.
13. Craig R, Hanks C, Kohn D, William O, John P. Materiales de odontología restauradora. Xa. Madrid: Hancourt Brace; 1998. 194-202 p.
14. Jimenez K, Barrón A. Revisión bibliográfica: forros, cementos y materiales de obturación de la unidad III del programa de materiales dentales. UNAM; 208AD.
15. Shillingburg H., S.; H, Whitsett L., Jacobi R., Brackett S. Fundamentos Esenciales en Prótesis Fija. 3a edición. Oklahoma: Editorial Quintessence S.L.; 2000. 419-484 p.
16. Casanellas J, Navarro J, Espías A. Cementos de ionómero de vidrio. A propósito del cemento Ketac-Cem® (ESPE). 1999;15(8):445–51. Available from:  
<http://diposit.ub.edu/dspace/bitstream/2445/67737/1/150011.pdf>
17. Flores L, Ramirez J. Estudio comparativo de 5 cementos de ionómero de vidrio tulizados para restauración de acuerdo a la norma No.96 de la ADA. UNAM; 2008.
18. Camejo M, Gonzalez O, Solorzano A, Balda R. protección dentino - pulpar. Acta odontológica Venez [Internet]. 1999;37(3). Available from:  
[https://www.actaodontologica.com/ediciones/1999/3/proteccion\\_dentino-pulpar.asp](https://www.actaodontologica.com/ediciones/1999/3/proteccion_dentino-pulpar.asp)
19. Díaz-Romeral P, Orejas J, López J VT. Cementado adhesivo de restauraciones totalmente cerámicas. Científica Dent Rev científica Form Contin [Internet]. 2009;6(2):137–51. Available from:  
<http://europa.sim.ucm.es/compludoc/AA?articuloid=709645>
20. Santana Gomes, G. Gondim da Costa Gomes R, Braz R. Cemento



- resinoso: ¿Todo cemento dual debe ser foto activado? Acta Odontol venezolana [Internet]. 2009;47(4). Available from:  
<https://www.actaodontologica.com/ediciones/2009/4/art-21/>
21. Grullón PG, Portero P. Polimerización de un cemento de composite a través de restauraciones de cerámico utilizando lámparas halógenas y LEDs. Av en ... [Internet]. 2008;261–5. Available from:  
[http://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S0213-12852008000400003&script=sci\\_arttext](http://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S0213-12852008000400003&script=sci_arttext)
  22. Guerrero C, López M, Rafael R. Propiedades, aplicación y ventajas del cemento dual [Internet]. [México]: UNAM; Available from:  
<http://132.248.9.195/ptd2008/agosto/0630596/Index.html>
  23. Montero E, Ponce S, Palma J. Pruebas de citotoxicidad y biocompatibilidad de un cemento de resina dual [Internet]. UNAM; 2001. Available from:  
<http://132.248.9.195/pd2001/291455/Index.html>
  24. Barreto RO, Gayosso CÁ, Ibarra JG. Fotopolimerización de resinas compuestas a través de diversos espesores de tejido dental. Rev Odontológica Mex. 2015;19(4):222–7.
  25. Aranda N, Aizencop D, Ehrmantraut M. Comparación de la profundidad de fotopolimerización de resinas fluidas a través de 4 porcelanas de alta opacidad\rComparison of the light cure depth of flowable resins through 4 high-opacity porcelains. Rev clín periodoncia Implant rehabil oral [Internet]. 2013;6(3):123–6. Available from:  
[http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0719-01072013000300004](http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0719-01072013000300004)
  26. Rios M, Cepero J, Krael J, Davidenko N, Gonzalez A. Estudio in vitro de la actividad citotóxica de resinas dentales tipo Bis-GMA. Inst Nac Oncol y Radiol [Internet]. 2001;1:65–72. Available from:  
[http://bvs.sld.cu/revistas/anu/vol1\\_1\\_01/anu1001.pdf](http://bvs.sld.cu/revistas/anu/vol1_1_01/anu1001.pdf)



27. Mandri MN, Aguirre Grabre de Prieto A, Zamudio ME. Sistemas adhesivos en Odontología Restauradora. *Odontoestomatologia* [Internet]. 2015;17(26):50–6. Available from:  
<http://www.scielo.edu.uy/pdf/ode/v17n26/v17n26a06.pdf>
28. Alessandro D, Reis A. Sistemas adhesivos. *Rev Oper Dent y Biomater* [Internet]. 2006;1(2):13–28. Available from:  
<http://www.rodyb.com/wp-content/uploads/2013/02/sistemas-adhesivos2.pdf>
29. Bottino M, Ferreira A, Miyashita E, Gianninia V. estética en rehabilitación oral. Metal free. 1° edición. Sao Paulo: Artes medicas latinoamerica; 2001. 80-280 p.
30. Paz Condori Maria Antonieta QC lisen E. Postes Intraradiculares. 2012;1008–11.
31. Rosentiel S, Land M, Fujimoto J. Prótesis fija contemporánea. 4a edición. Barcelona: Elsevier; 2006. 337-375 p.
32. Matorel MR, Betancourt MFP, Monroy GJ, Martínez EM, Medina JEP. Resistencia a la fractura de postes de fibra de vidrio vs postes colados en dientes anteriores. Revisión sistemática(Fracture Resistance of fiberglass post vs cast post in anterior teeth. Systematic review). *CES Odontol* [Internet]. 2016;29(1):45–56. Available from:  
<http://revistas.ces.edu.co/index.php/odontologia/article/view/3925>
33. Cacciacane T. Prótesis Bases y fundamentos. 1° edición. Madrid: Ripano; 2013. 215-274 p.
34. DR. Calabria H. Postes prefabricados de fibra. Consideraciones para su uso clínico. *Odontoestomatologia* [Internet]. 2010;XII. Available from:  
[http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1688-93392010000300002&lang=pt](http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1688-93392010000300002&lang=pt)
35. de Jesús Cedillo Valencia J, Espinosa Fernández R. nuevas



- tendencias para la cementación de postes. New trends in post cementation. Resumen. Rev aDM [Internet]. 2011;68(44):196–206. Available from: <http://www.medigraphic.com/pdfs/adm/od-2011/od114i.pdf>
36. Lara C, Alvarado S, Terán L, Angulo de la Vega G, Juménez J, Cisneros A, et al. Estado actual de los postes de fibra de vidrio. *Odontol Sanmarquina*. 2015;18(2):111–6.
  37. Martínez R, Urbina E. Coronas collarless: una alternativa para estética gingival en restauraciones metal porcelana. [Internet]. UNAM; 2016. Available from: <http://132.248.9.195/ptd2016/octubre/309161802/Index.html>
  38. Ángeles M, Miguel J, Ramón I, Sonsoles M. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *Rcoe*. 2003;8(5):525–46.
  39. de Rábago-Vega J, Tello Rodríguez A. Carillas de porcelana como solución estética en dientes anteriores: informe de doce casos Porcelain veneers as aesthetic solution for front teeth: report of twelve cases. *Rcoe* [Internet]. 2005;10:273–82. Available from: [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1138-123X2005000300003&lng=en&tlng=en](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1138-123X2005000300003&lng=en&tlng=en)
  40. Miguel J, Pablo J, Ángeles M, López P. Técnica y sistemática de la preparación y construcción de carillas de porcelana Procedure and clinical aspects of dental preparation and technical fabrication of ceramic laminate veneers. *Rcoe*. 2003;8(6):647–68.
  41. Corts JP. Protocolos de cementado de restauraciones. *Actas Odontológicas*. 2013;10(2):37–44.
  42. Martínez Rus F, Pradés Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *Rcoe*. 2007;12(4):253–63.
  43. Widmark G. Tiempo de vida de las restauraciones dentales libres de



metal: revisión sistemática. 2016;73(3):116–20.

44. Castro-aguilar EG, Matta-morales CO, Orellana-valdivieso O.  
Consideraciones actuales en la utilización de coronas unitarias  
libres de metal en el sector posterior. Rev Estomatol Hered.  
2014;24(4):278–86.