



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

ENDOCROWN: UNA ALTERNATIVA PARA EL  
TRATAMIENTO DE PRÓTESIS DENTAL FIJA.

**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:

FERNANDO FUENTES LOZADA

TUTORA: Esp. MARÍA DE LOURDES MENDOZA UGALDE



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.



**A mi universidad:** Por darme el lugar donde lograron guiarme a través de estos años, por dejarme ser parte de esta gran casa de estudios, por darme las herramientas para aumentar mis conocimientos, mis habilidades, por cambiar mi forma de pensar sobre todo lo que puedo hacer a lo largo de mi vida, espero en algún momento poder devolver todo lo que mi casa de estudios me ha dado. “Por mi raza hablara el espíritu”.

**A mi madre Silvia:** Por el amor, el cariño, el esfuerzo y la dedicación que me ha brindado a lo largo de mi vida, me ha guiado, alentado y educado de tal forma que me quedan ganas de superarme aún más. Simplemente no tengo palabras para decirte lo agradecido que estoy por cada palabra de aliento que me has brindado. ¡Gracias!

**A mi padre Fernando:** Por todo el trabajo, el tiempo y el esfuerzo que has dedicado para lograr que sea alguien en la vida, me has dado un ejemplo a seguir, me has demostrado que a pesar de que las situaciones sean complicadas uno puede seguir adelante y crecer aún más si se lo propone.

**A mis hermanos Guillermo y Fernanda:** Por ser mis compañeros en la vida, por darme grandes enseñanzas sobre lo que puede ser una familia, por pasar buenos momentos conmigo, darme su apoyo y confiar en mí, por no dejar que me rindiera por más difícil que fuera la situación.

**A mis tíos y primos cercanos:** Por hacerme pasar momentos en familia que no olvidare, por hacerme ver que sobre todas las circunstancias la familia es primero y debe de estar unida, gracias por darme sus palabras de apoyo y estar en momentos importantes en mi vida.

**A Jessica:** Por hacerme entender que a pesar de los momentos difíciles siempre es más fácil el camino si es con el apoyo de alguien, me inspiraste a hacer muchas cosas y a no tener miedo de otras. ¡Gracias!



**A mis amigos:** Por hacerme pasar grandes momentos, de diversión, locuras, risas y darme ese sermón que me hacía entender varias cosas en las que estaba mal. Gracias a todos y cada uno de ustedes: Luis, Alonso, Carlos, Kenji, Rafa, Rocha, Miguel, Eduardo, Ricardo, Jenny, Erick, Diego y Oliver.

**Al Esp. Ulises Fernández y Esp. Aura Peña:** Por brindarme su apoyo en tan poco tiempo, por hacerme creer en mí y motivarme para seguir en este camino logrando superarme a mí mismo.

**A mi maestra Esp. María de Lourdes Mendoza:** Por guiarme en este corto pero muy importante proceso y siempre recibirme con una sonrisa.

**A todos mis profesores:** Todos y cada uno de ellos han sido importantes en cada etapa de mi vida, han aportado un poco de su conocimiento para hacerme crecer y me han demostrado que las cosas se pueden lograr si uno tiene dedicación y una meta en la vida.



## ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	5
<b>CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES</b> .....	6
1.1 Endopostes .....	10
1.1.1 Metal .....	14
1.1.2 Fibra de vidrio .....	17
1.2 Prótesis dental fija .....	18
<b>CAPÍTULO 2 MATERIALES DE RESTAURACIÓN</b> .....	22
2.1 Porcelana .....	23
2.1.1 Feldespática .....	27
2.1.2 Aluminosa .....	28
2.1.3 Zirconia .....	29
<b>CAPÍTULO 3 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES DE RESTAURACIÓN</b> .....	32
3.1 Mecánicas .....	32
3.3 Estéticas .....	36
<b>CAPÍTULO 4 ENDOCROWN</b> .....	39
4.1 Clasificación .....	40
4.2 Preparación Intrarradicular .....	43
4.3 Impresión .....	45
4.4 Provisionalización .....	46
4.5 Selección del material .....	49
4.6 Protocolo de cementación .....	50
<b>CONCLUSIONES</b> .....	54
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	56





---

## INTRODUCCIÓN

Un diente tratado endodónticamente pierde parte de su estructura, resistencia y por lo tanto las características físicas que presenta son diferentes a un diente sano.

Existen varios métodos y materiales para su rehabilitación los cuales pueden ser, postes colados a base de metal, postes de fibra de vidrio e incluso resina o incrustaciones que no abarcan más que el tejido remanente.

Así la decisión del material a utilizar para la reconstrucción protésica del diente ha sido hoy por hoy un gran reto para el odontólogo.

Los postes colados constan de los elementos poste-núcleo, ambas estructuras de metal y los postes prefabricados constan del poste de fibra de vidrio y el núcleo a base de resina. Los postes metálicos se personalizan en cualquier conducto a diferencia de los postes prefabricados que debido a su anatomía no ajustan en todo tipo de conductos, además de tener uniones débiles al reconstruir el núcleo con resina lo cual puede ocasionar el fracaso de dicho tratamiento.

En la actualidad se cuenta con los avances tecnológicos necesarios para mejorar la estructura, durabilidad, estética y adhesión de estos materiales.

Además de las restauraciones convencionales existen variaciones en la técnica, materiales y métodos de fabricación de las restauraciones, las cuales hacen más sencillo el tratamiento protésico de un diente con previa endodoncia como lo es el endocrown.

En el presente trabajo se darán a conocer los beneficios, indicaciones, contraindicaciones del endocrown como restauración en dientes tratados endodónticamente.

## CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES

Los Etruscos fundadores de Roma en 754 a.C producían “puentes” donde empleaban bandas de oro soldadas entre sí y pósticos hechos de dientes humanos o de animales que se fijaban con remaches de oro.<sup>1</sup> Figura 1



Figura 1 Diente artificial reemplazando incisivo central superior derecho.<sup>2</sup>

En el gobierno de Shogun Tokugawa (1603-1867) se realizaban prótesis fijas a base de madera la cual estaba diseñada para desempeñar la misma función que las coronas modernas con espiga. La espiga era insertada en el conducto radicular del diente “muerto”, cuya corona natural había desaparecido (figura 2).<sup>2</sup>

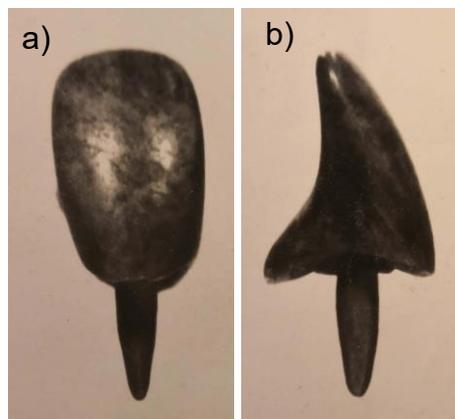


Figura 2 Corona con espiga hecha de madera. a) Vista anterior b) Vista lateral.

En 1563 Ambroise Paré, reimplantaba dientes perdidos por accidente, sujetándolos a dientes firmes mediante alambre de oro, al igual que al realizar extracciones cuando cicatrizaba la encía, sustituía el diente con dientes “postizos”, hecho de hueso o marfil. <sup>2</sup>

En 1728, Pierre Fauchard Padre de la Odontología, realiza “puentes” hechos de dientes humanos perforados para alojar hilos los que serían sujetos a los dientes adyacentes naturales. Diseña igualmente una corona natural en un clavo de plata para insertarse en el conducto radicular como una moderna corona con espiga (figura 3).<sup>2</sup>



Figura 3 Pierre Fauchard.

En 1746 Claude Mouton, seguidor de Fauchard, inventó una corona con espiga de oro, diseñada para alojarse en el conducto radicular. Describió por primera vez en los tiempos de los antiguos romanos la funda de oro para corona, que usaban para prevenir el deterioro de molares en mal estado. <sup>2</sup>

En 1747 Pierre Fauchard describió el proceso mediante el cual se utilizaban las raíces de los dientes para restauraciones como unidades simples, además de fabricar los postes con oro o plata los cuales se mantenían en el espacio del conducto radicular con un adhesivo reblandecido al calor “mastique”, teniendo una longevidad de 15 a 20 años (figura 4).<sup>2</sup>

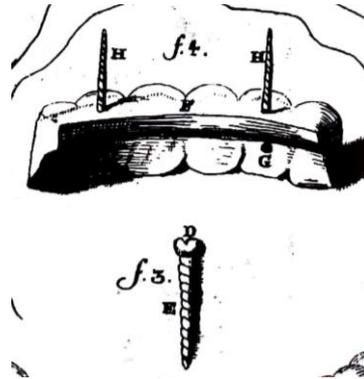


Figura 4 Puente fijo sujeto con espigas insertadas en los conductos de la raíz de los dientes naturales.

En 1839, Chapin Harris publicó en “Dental Art” que la colocación de pivotes en el conducto radicular como restauración para corona artificial era “lo mejor que podía utilizarse” por lo cual era el método más requerido. <sup>3</sup>

En 1862 Charles Gaillardot, cavando en una tumba cerca de la antigua ciudad de Sidón, descubrió una prótesis del año 400 a.C. Constaba de 4 dientes inferiores naturales sujetando entre ellos dos dientes tallados de marfil que reemplazaban a dos incisivos desaparecidos. Estos dientes artificiales estaban unidos a sus piezas contiguas por hilos de alambre de oro (figura 5).<sup>2</sup>



Figura 5 Vista frontal de prótesis fija con 4 dientes naturales y 2 dientes tallados en marfil, atorados con un alambre de oro.

En 1880 el Dr. Cassius M. Richmond patentó un diente de porcelana soldado a un sostén de oro.<sup>2</sup>

En 1884 el Dr. Marshall Logan patentó una corona construida enteramente por porcelana con una clavija metálica incorporada dentro de la raíz antes del cocimiento. En Sidón en 1901 se hizo un hallazgo el cual se trataba de una mandíbula de 500 años a.C, cuyos incisivos, gravemente dañados por enfermedad periodontal, se habían sujetado con una intrincada ligadura hecha con alambre de oro (figura 6).<sup>2</sup>



Figura 6 Mandíbula con problema periodontal, la cual era portadora de prótesis fija sujeta por alambre de oro.

En 1952, Shafik Farid encontró en El Qatta, cerca del Cairo, un diente canino superior derecho, doblemente atado con alambre de oro y dos incisivos derechos unidos entre sí con alambre enhebrado del incisivo central y atado una vez alrededor del incisivo lateral (figura 7).<sup>2</sup>



Figura 7 Canino, incisivo lateral e incisivo central unidos por alambre de oro.

En 1953 la mujer de un granjero en Provenza, encontró un pequeño objeto de hueso que fue reconocido por el conservador del Museo de Historia Natural de Aviñón como un puente dental hecho de una pieza de hueso tallado para simular tres incisivos, se fijaba en la boca por medio de dos pequeñas espigas de plata cimentadas dentro de los conductos de la raíz a cada lado del diente perdido (figura 8).<sup>2</sup>



Figura 8 Pedazo de hueso tallado para simular tres incisivos con 2 espigas de plata que se anclaban al conducto radicular.

En 1983, Lowell propuso el empleo de fibras de carbono sumergidas en una matriz de naturaleza orgánica para la fabricación de postes.<sup>4</sup>

En 1988, Duret introdujo los pernos de resina reforzada con fibras de carbono.<sup>4</sup>

### 1.1 Endopostes

Las recomendaciones para la correcta longitud de un poste intrarradicular para un diente que ha sido tratado endodónticamente son:

1. La longitud del poste debe de ser equiparable a la dimensión incisocervical u oclusocervical de la corona.
2. El poste debe ser más largo que la corona.
3. El poste debe tener uno y un tercio de la longitud de la corona.
4. El poste debe tener la mitad de la longitud de la corona.
5. El poste debe tener dos tercios de la longitud de la raíz.
6. El poste debe tener cuatro quintas partes de la longitud de la raíz.

7. El poste debe terminar en un punto equidistante entre el hueso crestal y el vértice de la raíz.
8. El poste debe de ser lo más largo posible sin alterar el sellado apical.

Una controversia fue sobre la distancia que debía de tener de espacio entre el ápice con gutapercha y el endoposte, por lo que se realizaron estudios de microfiltración los cuales arrojaron que se encontraba mayor filtración cuando solo existían de 2 a 3 mm de gutapercha más sin en cambio al dejar de 4 a 5 mm de gutapercha se garantiza un sellado adecuado sin presencia de filtración. La gutapercha puede ser retirada tanto con instrumentos giratorios como con instrumentos de mano calientes, los cuales al ser utilizados no sufren riesgo de retirar gutapercha condensada sobrepasando el límite al que se quiere llegar.<sup>3</sup>

Cuando se ha determinado la necesidad de un poste y muñón para la retención de una corona unitaria definitiva o una prótesis parcial fija, se deben de determinar las siguientes características antes de comenzar el procedimiento clínico para la fabricación del poste y muñón. <sup>3</sup>

- **Longitud del poste**

Se habrán de mantenerse 5 mm de gutapercha en la parte apical para garantizar un sellado. Se extenderán los postes hasta esa longitud en todos los dientes excepto en los molares en los cuales se colocará el poste en la raíz primaria (raíz palatina de molares maxilares y raíces distales de molares mandibulares) y no se extenderán más de 7 mm apicales al origen del conducto radicular en la base de la cámara pulpar.<sup>3</sup> Figura 9



Figura 9 Endoposte dejando 5 mm de sellado apical.<sup>2</sup>

- **Diámetro del poste**

Las mediciones óptimas del diámetro del poste son aproximadamente de 0.6 mm para los incisivos mandibulares, 1.0 mm para los incisivos maxilares centrales, caninos maxilares y mandibulares; así como la raíz palatina del primer molar maxilar. El diámetro recomendado para los demás dientes fue de 0.8 mm.<sup>3</sup> Figura 10



Figura 10 Endoposte de fibra de vidrio.<sup>5</sup>

- **Limitaciones anatómicas y estructurales**

En ocasiones se pueden presentar características en el diente ya sea en la cámara pulpar, la anatomía del conducto o los conductos radiculares, presencia y longitud de grietas dentinarias, y dientes con mayor preparación radicular y curvaturas.<sup>3</sup> Figura 11



Figura 11 Diente tratado endodónticamente con curvatura en el tercio apical.<sup>5</sup>

- **Tipo de poste o muñón**

Los postes o espigas se clasifican generalmente como postes cemento-cementantes o postes roscados.

Los postes cementados dependen de su cercanía a las paredes de dentina preparadas y el medio de cementación los cuales pueden ser postes y muñón hechos a la medida y los prefabricados de fibra de vidrio, fibra de carbono y cerámicos.<sup>3</sup>

Los postes roscados dependen de su sujeción al diente a través de las roscas formadas en la dentina conforme se atornilla en la raíz.<sup>3</sup> Figura 12

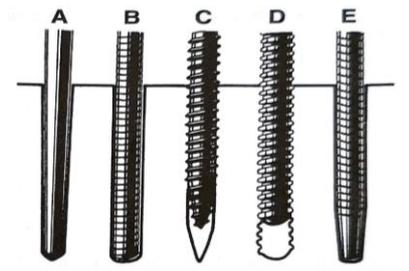


Figura 12 Diseño de endopostes prefabricados. A) Liso. B) Paralelo serrado. C) Autoroscante. D) Paralelo roscado. E) Paralelo serrado de extremo convergente.<sup>5</sup>

Es importante conocer el tipo de restauración que se va a colocar en cada diente tratado, debido a que este conocimiento permite tallar el diente según las profundidades y forma recomendada para cada tipo de restauración.<sup>3</sup>

➤ **Preparación coronal del diente**

Es mejor reservar la fabricación de poste y muñón para después de haber terminado la preparación coronal del diente. La cantidad de estructura dentaria que debe retirarse guarda relación con el tipo de corona que se va a utilizar y esto a su vez determina la magnitud de tallado del muñón.<sup>3</sup> Figura 13A

➤ **Preparación de la cámara pulpar**

Se debe limpiar cualquier material de obturación antes de preparar el espacio para el endoposte. Si se utilizará un poste prefabricado, las muescas e irregularidades de la cámara ayudarán a retener el material del muñón, a diferencia si se utiliza un poste hecho a la

medida, las muescas deberán ser rellenadas con material de obturación o eliminarse retirando estructura dentaria.<sup>3</sup> Figura 13B

### ➤ Preparación del conducto radicular

El mejor momento para preparar el espacio para el endoposte es al concluir el tratamiento del conducto radicular. Si se prepara el conducto tiempo después de haber concluido la endodoncia se puede utilizar un condensador endodóntico caliente, una lima endodóntica o un instrumento giratorio de baja velocidad como la fresa Gates-Glidden o una fresa Pecho, siempre y cuando se pueda realizar aislamiento absoluto al diente a tratar.<sup>3</sup> Figura 13C

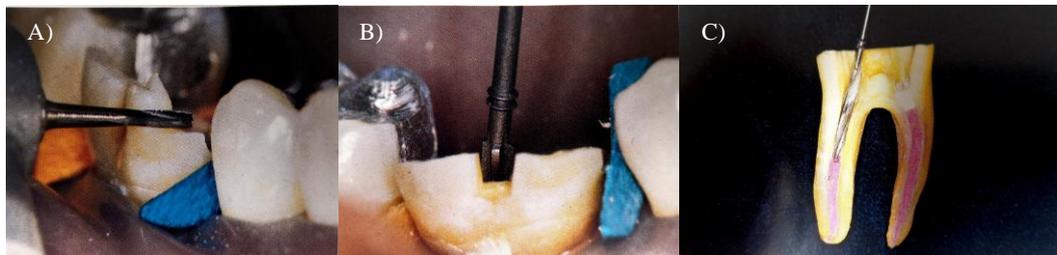


Figura 13 Preparación del diente para la colocación de un endoposte. A) Preparación coronal. B) Preparación de la cámara pulpar. C) Preparación del conducto.<sup>6</sup>

### 1.1.1 Metal

Los pernos prefabricados simplifican la técnica y la conveniencia del tratamiento, seleccionando los que se adapten a las dimensiones del conducto con un ajuste mínimo para asentarlos en el espacio preparado en la raíz. Los pernos prefabricados de paredes paralelas se fabrican de aleaciones como platino-oro-paladio (Pt-Au-Pd). Níquel-cromo (Ni-Cr) y cromo-cobalto (CR-Co).<sup>7</sup> Figura 14



Figura 14 Preparación de poste colado. A) Lubricación del conducto. B) Confección del conducto con dowell-pin yacrílico. C) Confección del núcleo. D) Poste colado cementado.<sup>5</sup>



Los metales para su uso como restauración bucal forman aleaciones que son más nobles con los tejidos dentales, dichas aleaciones deben de cumplir una serie de características deseables como son:

- Tolerada por los tejidos bucales.
- Resistencia al manchado.
- Resistencia a la corrosión.
- No tóxicas.
- No debe de decolorar la porcelana.
- Producir una unión “limpia” a la porcelana.
- Poseer un coeficiente de expansión compatible con el de la porcelana.
- Poseer buenas características de colado.
- De fácil remoción de la boca si es que así se desea.
- Poseer resistencia a la función masticatoria.
- Adaptarse bien a las preparaciones.
- Poseer un alto módulo de elasticidad.
- Poseer alta dureza, especialmente en los márgenes delgados de la preparación.
- Poseer una alta resistencia a la fluencia.
- Que se pueda tallar y pulir fácilmente. <sup>7</sup>

➤ **Aleación de Oro, Platino, Paladio (90-99%)**

Esta aleación presenta en su estructura oro (85-90%), Platino (5-10%), Paladio (5-7%), Hierro (1%), Estaño (1%), Indio (1%) donde cada uno de los componentes que integran la estructura tiene una función diferente lo que le da la característica a la aleación. <sup>8</sup>



### ➤ **Aleación Níquel-Cromo**

Presenta en su estructura Níquel (67-80%), Cromo (12-20%), Berilio (1-2%), Hierro (0.2-0,5%), Indio (0.2- 1%), Estaño (0.2-1%), Manganeso (0.5-6%), Sílice (0.5-3.5%), Aluminio (1.1-6%), Titanio (0.02-1%), Boro (-0.5%), Molibdeno (2-12%), Tungsteno (6-7%), Iridio (-0.15%), Carbón (0.05-0.4%). De la cuales cada una de las estructuras presentan una función. <sup>8</sup>

La aleación en si presenta una serie de propiedades como son:

- Color plateado brillante.
- Rango de fusión elevado.
- Baja densidad.
- Baja conductibilidad térmica.
- Gran dureza, resistencia tradicional y fluencia.
- Al fundirse los metales tiene la capacidad de formar carbonos.
- Son rígidas, estables térmicamente, menos voluminosos y son resistentes a la corrosión. <sup>8</sup>

### ➤ **Aleación Cromo-Cobalto**

Esta aleación generalmente es utilizada para base de prótesis parcial removible y prótesis totales, esto es debido a la integración de cobalto a esta aleación. <sup>8</sup>

Los materiales que se usan comúnmente como cementantes para los endopostes colados son:

- Fosfato de zinc: se ha utilizado el fosfato de zinc para la cementación de forma definitiva, debido a la facilidad en su manipulación, su alta resistencia a la compresión, su alto módulo de elasticidad y capacidad de resistir las fuerzas masticatorias. Una de sus desventajas es la solubilidad lo cual predispone a la filtración.<sup>6</sup> Figura 15



Figura 15 Fosfato de zinc en consistencia de hebra.<sup>8</sup>

- Ionómero de vidrio: este cemento es utilizado como base de cavidad, confección de núcleos, restauraciones, cementación de núcleos y prótesis; y cemento obturador de canales. Posee una gran adhesión al esmalte y la dentina mientras que contribuye a la liberación de flúor, favorece la remineralización dental, promueve la formación de dentina esclerosada y sella los canalículos dentinarios.<sup>6</sup>

### 1.1.2 Fibra de vidrio

Son fabricados con principios isométricos por el fabricante para dar retención dentro del conducto radicular. Surgieron por la necesidad de encontrar materiales de reconstrucción con un módulo de elasticidad más parecido al de la dentina y más estéticos.

Los pernos de fibra de vidrio constan de haces de fibra de vidrio alineadas y embebidas en una matriz de resina. El perno resultante es fuerte, pero tiene una resistencia y rigidez significativamente menor a los pernos metálicos y cerámicos.<sup>9</sup> Figura 16

Una ventaja en el uso de los pernos de fibra de vidrio es su fácil remoción para el retratamiento.<sup>5</sup>

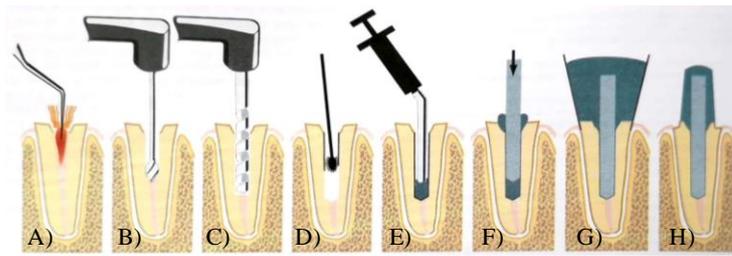


Figura 16 Preparación y cementado de un poste de fibra de vidrio. A) Remoción de gutapercha con instrumento caliente. B) Ensanchamiento con fresas Gates-Glidden. C) Preparación final del espacio para el poste. D) Pretratamiento de dentina. E) Colocación de un agente cementante. F) Inserción del poste. G) Reconstrucción plástica preformada. H) Preparación del diente pilar.<sup>10</sup>

Los materiales utilizados para la cementación de postes de fibra de vidrio son:

- Cementos resinosos: utilizados para la cementación de prótesis adhesivas que se superponen en la superficie del esmalte o dentina previamente acondicionado por un ácido, poseen alta resistencia a la compresión y buena resistencia a la tensión. Son insolubles a los fluidos orales, fáciles en su manejo y tienen un mejor resultado estético.<sup>6</sup>

## 1.2 Prótesis dental fija

Los márgenes cervicales de una preparación pueden presentar diferentes diseños como pueden ser: filo de cuchillo, chaflán y hombro. En las últimas dos terminaciones la profundidad es variable. El chaflán puede ser superficial o profundo y el hombro es definido por la anchura de la preparación (1 – 1.5 mm).<sup>11</sup>

El diseño de la línea de terminación tendrá una influencia definitiva en la estética del área marginal de la restauración.<sup>11</sup> Figura 17D

Es recomendable seguir una secuencia en la preparación dental, aunque se puede ver alterada dependiendo del diseño a seguir.

En prótesis fija se presta mayor atención a la retención y resistencia macromecánica obtenida por la altura oclusocervical y el ángulo de convergencia.<sup>11</sup>

En la preparación dentaria para corona total se deben de examinar las cúspides remanentes en cuanto a la dimensión y a los defectos en la base de la cúspide. Se debe de tener atención especial a las cúspides de soporte (cúspides palatinas maxilares y vestibulares mandibulares). El límite del contorno deberá de ser ajustado y adaptado en relación a los dientes pilares individuales y a la trayectoria de inserción establecida.<sup>11</sup> Figura 17A

Para determinar el espacio necesario de la preparación depende del tipo de restauración a utilizar, el tipo de anclaje, defectos preexistentes y el color base del diente. Al momento de realizar el desgaste para la preparación dental, se debe de tomar en cuenta la reducción interproximal en donde no debemos de tallar los dientes contiguos.<sup>11</sup>

La reducción oclusal nos debe dar el espacio suficiente para que el material de restauración elegido quede con el grosor necesario para soportar las cargas masticatorias; mientras que la línea de terminación debe de ser lo suficientemente ancha para proveer estética y anclaje a la restauración.<sup>11</sup>

Figura 17B

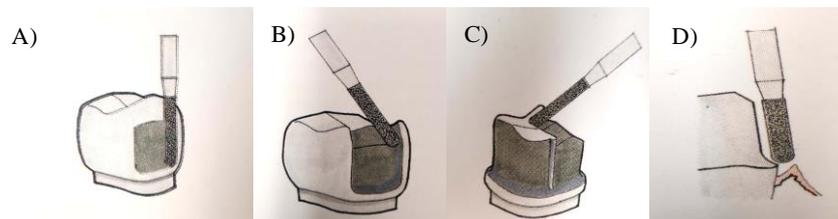


Figura 17 Preparación para corona total. A) Reducción vestibular. B) Reducción cuspidéa vestibular. C) Reducción cuspidéa oclusal. D) Terminación chaflán.<sup>6</sup>

Una rehabilitación protésica presentará un resultado final satisfactorio por medio de una impresión fiel de las estructuras de soporte y adyacentes junto a un adecuado trabajo de laboratorio, que garantizará la longevidad y armonía de la estructura dental a ser restaurada.<sup>6</sup>

Para la obtención de una impresión fiel es necesario:

### Control de los tejidos gingivales

- Retracción mecánica: puede ser lograda con anillos de cobre, hilos de algodón seco y con la propia cucharilla individual.<sup>6</sup>
- Retracción químico mecánica: Hilos de algodón impregnados con sustancias químicas vasoconstrictoras o astringentes (figura 18).<sup>6</sup>



Figura 18 Hilo retractor de encía.

### Material de impresión correcto

- Silicón de condensación – polisiloxano: se presenta en masa con catalizador y de consistencia espesa.<sup>6</sup>
- Silicón de adición-poli(vinil-siloxano): se presenta con 4 tipos de viscosidades, extra-alta, pesada, media y ligera, tiene la ventaja de tener afinidad al mismo material, permitiendo la corrección de errores en la toma de impresión.<sup>6</sup> Figura 19



Figura 19 Impresión parcial con silicona por adición de consistencia ligera.<sup>8</sup>

- Poliéter: solo se encuentra en consistencia fluida, tiene un tiempo de trabajo corto; por lo mismo se recomienda para la toma de impresiones de un número reducido de preparaciones (figura 20).<sup>6</sup>



Figura 20 Impresión parcial con Poliéter.

## CAPÍTULO 2 MATERIALES DE RESTAURACIÓN

En odontología se utilizan diferentes materiales para la restauración definitiva de un diente destruido, dichos materiales deben elegirse de acuerdo a la condición del diente a rehabilitar, el sector donde se encontrará la restauración, medidas de adhesión y cementado; así como la biocompatibilidad que tendrá el material de restauración hacia el diente y los tejidos que lo rodean. <sup>8</sup>

Para que un material de restauración se considere óptimo debe de presentar una serie de características:

- Bioestabilidad.
- Biocompatibilidad.
- Esterilidad.
- No tóxico.
- Capaz de cumplir la función del tejido al que sustituye.
- Resistencia funcional y estructural.

Al poseer estas características, los materiales con los cuales se pretende restaurar el diente dañado garantizarán que no se deterioren en la cavidad bucal (figura 21).<sup>8</sup>

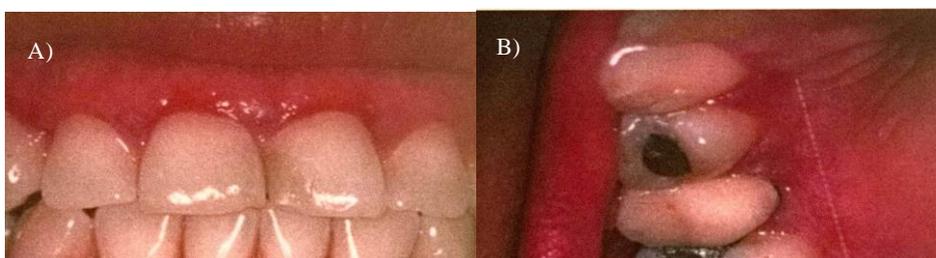


Figura 21 Reacción alérgica en encía zona de anteriores superiores y paladar duro derecho, donde se encuentra una corona con paladio. A) Vista anterior. B) Vista Posterior.

## 2.1 Porcelana

La porcelana tiene muchas aplicaciones en la odontología restaurativa como para la elaboración de prótesis en coronas únicas, prótesis parcial fija, incrustaciones, carillas; además de poseer estética, ser suave con los tejidos y buena resistencia al desgaste.<sup>12</sup> Figura 22



Figura 22 Corona de porcelana posterior a su primer cocción.<sup>13</sup>

La composición de la porcelana contiene cantidades variables de ingredientes cristalinos como puede ser el sílice, feldespato y alúmina.<sup>12</sup> Estos cristales permanecen unidos en un vidrio, el cual es claro y tiene una estructura parecida al líquido. La porcelana se manufactura calentando el feldespato y otros minerales junto con otros materiales llamados fundentes para formar vidrios de baja fusión. La masa fundida es llamada “frita” y es templada o enfriada para formar la porcelana.<sup>12</sup>

La cerámica se define como un material inorgánico no metálico usualmente utilizado para la fabricación de objetos sólidos realizados por la mano del hombre. La porcelana es definida como un tipo específico de cerámica utilizado hace más de 3.000 años cuyos componentes principales son: cuarzo, tiza y feldespato, que una vez pulverizados y mezclados entre sí son sometidos a altas temperaturas para formar un material de color blanco, con resistencia a la fractura y buena translucidez.<sup>12</sup>

Para la fabricación de una corona es necesario 3 tipos de porcelana: un centro o capa opaca, la incisal y la gingival.

Estas porcelanas están formuladas para simular las diferentes porciones de un diente natural. Los pigmentos básicos para formar diversas tonalidades son: amarillos, azul, rosa, café y gris.<sup>12</sup> Figura 23



Figura 23 Restauración de porcelana terminada y glaseada.<sup>8</sup>

La porcelana se puede clasificar de acuerdo con sus temperaturas de fusión, tipo, uso, método de procesamiento y material de subestructura como:

#### **I. Clasificación según su temperatura de fusión**

- Fusión Alta (1300 °C)
- Fusión Mediana (1101 a 1300°C)
- Fusión Baja (850 a 1100°C)
- Fusión Ultrabaja (menos de 850°C)

#### **II. Clasificación de acuerdo al tipo**

- Porcelana Feldespática.
- Porcelana reforzada con leucita.
- Porcelana aluminosa.
- Porcelana de fluorapatita.

#### **III. Clasificación de acuerdo al uso**

- Dientes para dentaduras completas.
- Metal cerámicas (coronas y prótesis).
- Veneers.
- Incrustaciones.
- Coronas y prótesis fijas sin metal anteriores y posteriores.

#### IV. Clasificación de acuerdo a su método de procesamiento.

- Compactación.
- Vaciado.
- Transformación.
- Prensadas.
- Termoinyectadas.
- Infiltradas.
- Maquinadas.
- Maquinadas asistidas por computador (CAD-CAM).

#### V. Clasificación por el material de subestructura

- Metal colado (Metalocerámica).
- Cerámica de vidrio (Vidrio-Cerámicas).
- Núcleo de leucita.
- Núcleo de disilicato de litio.
- Núcleo de óxido de aluminio por infusión de vidrio.
- Núcleo de óxido de magnesio con infusión.
- Núcleo de óxido de zirconia con infusión de vidrio. (5)

La porcelana que es utilizada para la elaboración de restauraciones ceramometálicas es la de baja fusión; la de fusión media es para la elaboración de restauraciones libres de metal y la de alta fusión es utilizada para la elaboración de dientes artificiales y en ocasiones coronas totales.<sup>12</sup> Figura 24



Figura 24 Restauraciones Metal-porcelana.<sup>8</sup>



- **Composición**

Las porcelanas dentales son una cerámica vítrea basada en una red de sílice y feldespato de potasio o feldespato de sodio o ambos en un 75 a 85%. Adicionalmente cuenta con cuarzo en 12 a 22% y Caolín en un 4%.

También se le mezclan óxidos metálicos, opacadores y vidrios para controlar tanto las temperaturas de fusión y de compactación.<sup>12</sup>

- **Feldespato**

El feldespato de sodio como el de potasio provee la fase vítrea y sirve como matriz o sostén del cuarzo. La forma sódica del feldespato provee a la porcelana baja temperatura, mientras que la forma potásica disminuye el escurrimiento durante el proceso de horneado conservando así la forma y los márgenes.<sup>8</sup>

- **Sílice**

Provee a la porcelana resistencia y translucidez.<sup>7</sup>

- **Caolín**

El caolín es un silicato de aluminio hidratado que actúa dentro de la porcelana como un agente de enlace aumentando la capacidad de moldear la porcelana antes de hornearla. Se debe utilizar en baja cantidad por su efecto opacificante.<sup>8</sup>

- **Óxidos metálicos**

Los óxidos de pigmentación se añaden para obtener los matices necesarios y de esta forma simular el diente natural. Estos pigmentos se producen por la fusión de óxidos metálicos junto con vidrio fino y feldespatos y después se vuelven a triturar y añadir al polvo.<sup>8</sup>

A continuación se presentan los óxidos más utilizados; así como el color que representan:

- Hierro y Niquel ----- Café
- Cobre ----- Verde
- Titanio ----- Amarillo Café
- Cobalto ----- Azul
- Magnesio ----- Azul Lavanda
- Zirconio, Titanio y estaño ----- Proporcionan opacidad<sup>8</sup>. Figura 25



Figura 25 Muro incisal con caracterizaciones cromáticas.<sup>13</sup>

### 2.1.1 Feldespática

Porcelana utilizada ampliamente en odontología para la fabricación de coronas completas, fabricadas con porcelana de alta fusión, cuyas principales desventajas son las fracturas por su baja resistencia o posiblemente a la poca adaptación al diente.<sup>7</sup>

#### - Disilicato de Litio

Las primeras cerámicas dentales de Disilicato de Litio fueron introducidas en 1988 para su uso como material de núcleo prensado en caliente.

Considerada una porcelana feldespática aunque en su composición pueda tener variaciones, provee propiedades estéticas, mecánicas y químicas, la cual la convierte igualmente en una vitrocerámica.<sup>14</sup>

La presentación del Di silicato de Litio puede ser de 2 formas, la primera es un bloque que puede ser fresado mediante un sistema CAD-CAM, los

cuales están compuestos por cristales de metasilicato de litio al 40%, así como núcleos de disilicato de litio pueden ser encontrados en 2 fases (una se encuentra parcialmente cristalizado, es más fácil de fresar, resulta menos desgaste de la hoja y tiene alta estabilidad de borde). Una vez que se ha completado el desgaste, la restauración es sometida a una segunda ronda de tratamiento térmico, pasado este tratamiento entra en su segunda fase la cual se encuentra totalmente cristalizada posterior a que el material fue templado a 850°C de 20 a 25 min vacío.

Una vez que la restauración ha sido tratada térmicamente, la restauración ha sufrido una transformación de fase cristalina y ahora es una vitrocerámica de disilicato predominantemente de litio. La microestructura se ha caracterizado como cristales de disilicato de litio y otra mediante un lingote utilizado para la fabricación de coronas pensables siguiendo la técnica de cera perdida.<sup>14</sup> Figura 26



Figura 26 Coronas totales de disilicato de litio.<sup>8</sup>

### 2.1.2 Aluminosa

Esta porcelana es utilizada para construir el cuerpo de la corona que luego se recubrirá con una capa de porcelana translúcida. Su resistencia a la flexión es de aproximadamente 131 MPa, el doble de la porcelana feldespática, siendo esta la resistencia a la flexión requerida para una porcelana del sector anterior. Se contrae demasiado y la adaptación es menor que las coronas de metal-porcelana.<sup>7</sup>



### 2.1.3 Zirconia

El nombre zirconio identifica al bióxido de zirconio, el cual es identificado en las rocas lunares. En estado metálico, el zirconio se usa sobre todo en aleaciones con hierro, níquel o niobio. Estas aleaciones se caracterizan por una buena resistencia a la corrosión a temperaturas relativamente elevadas y buena condición térmica. Gracias a estas características, se usan para fabricar intercambiadores de calor, bombas, válvulas y reactores en implantes químicos.<sup>15</sup>

En los dispositivos médicos el bióxido de zirconio ha encontrado numerosas aplicaciones, primero en ortopedia (prótesis de cadera), en la prótesis de rodilla, en la cirugía de mano o de la columna y más recientemente en odontología.<sup>16</sup>

A presión ambiente, la zirconia no aleada puede asumir tres formas cristalográficas dependiendo de la temperatura. A temperatura ambiente y al calentar hasta 1170 °C la simetría es monoclinica. La estructura es tetragonal entre 1170 °C y 2370°C y en su última fase que es la cúbica se da por encima de los 2370 °C y hasta el punto de fusión. La transformación de la fase tetragonal a la fase monoclinica al enfriarse, se acompaña de un aumento sustancial del volumen suficiente para conducir a una falla catastrófica. Esta transformación es reversible y comienza a los 950°C al enfriarse. La aleación de zirconio puro con óxidos estabilizantes como el óxido de calcio (CaO) y el óxido de magnesio (MgO) permiten la retención de la estructura tetragonal a temperatura ambiente y por lo tanto el control de la tensión introducida por la transformación, deteniendo eficazmente la propagación de grietas y conduciendo a una alta tenacidad.<sup>16</sup>

Las cerámicas basadas en zirconia han generado interés en la odontología debido a que sus propiedades mecánicas son las más altas jamás reportadas, lo cual puede permitir la realización de prótesis parciales fijas posteriores y permitir una reducción del grosor del núcleo.<sup>16</sup> Figura 27

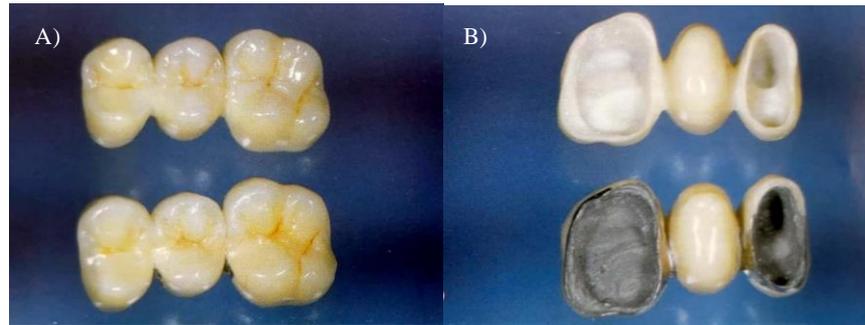


Figura 27 Prótesis parcial fija con núcleo de zirconia/metal. A) Vista oclusal. B) Vista interna.<sup>13</sup>

Estas capacidades son muy atractivas en odontología, donde la fuerza y la estética con primordiales en los tratamientos. Sin embargo, debido a la metaestabilidad de la zirconia tetragonal, los tratamientos superficiales generadores de estrés como la molienda o el chorro de arena pueden activar la transformación con el aumento de volumen asociado a la formación de tensiones de compresión en la superficie, lo que aumenta la resistencia a la flexión, pero además altera la integridad de la fase del material aumentando su susceptibilidad al envejecimiento. Las consecuencias del proceso de envejecimiento son múltiples e incluyen la degradación de la superficie con extracción de grano y microfisuración, así como la degradación de la resistencia.<sup>16</sup> Figura 28



Figura 28 Cofias hechas de zirconia.<sup>8</sup>

En la actualidad hay una gran variedad de sistemas cerámicos que contienen zirconia, pero son solo 3 los que se utilizan más comúnmente en odontología. Estos son: Policristales de zirconia tetragonal dopados con catión itrio (3Y-TZP), zirconia parcialmente dopada con magnesio (Mg-PSZ) y alúmina endurecida con zirconia (ZTA).<sup>16</sup>



La zirconia con policristales tetragonal dopados con catión itrio, contiene 3% de mol itrio lo cual sirve como estabilizador. Esta forma de zirconia es utilizada para la fabricación de cabezas femorales en prótesis totales de reemplazo de cadera, en base a la odontología es utilizada para la fabricación de coronas dentales y prótesis parciales fijas. Las restauraciones se procesan mediante un mecanizado suave de piezas en bruto pre sintetizadas seguido de sinterización a alta temperatura o mediante el mecanizado duro de bloques totalmente sintetizados. <sup>16</sup>

El zirconio es un refractario óptimo, caracterizado por un punto de fusión muy elevado (cira 2.700 °C) y por una resistencia elevada al ataque químico de ácidos y bases fuertes. <sup>16</sup>

## CAPÍTULO 3 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES DE RESTAURACIÓN

Los materiales de restauración deben de poseer entre sus características buenas propiedades mecánicas y físicas. Se definen a las propiedades mecánicas de un material como el comportamiento de sus estructuras ante fuerzas o cargas aplicadas que tratan de distorsionar o fracturar la materia, las cuales son generadas durante la función masticatoria o en la parafunción.<sup>8</sup> Las propiedades físicas se basan en las leyes de la mecánica, la acústica, la óptica, la termodinámica, la electricidad, el magnetismo, la radiación y la estructura anatómica.<sup>17</sup> Figura 29

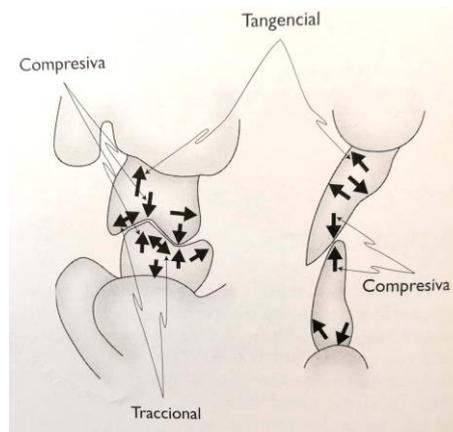


Figura 29 Tensiones ejercidas durante la función masticatoria. <sup>18</sup>

En el siguiente capítulo se complementarán las propiedades químicas de los materiales utilizados para la cementación y que aportan a los materiales de restauración mayores propiedades mecánicas y estéticas.

### 3.1 Mecánicas

La porcelana no tiene un punto de fusión definido. Presenta una propiedad de alta resistencia, son materiales frágiles, pero tienen una elevada resistencia a la compresión. Esta oscila entre los 350 y 550 MN/m<sup>2</sup>.<sup>6</sup>

- Rajaduras de Gryffith: Son microrajaduras internas que se producen durante la cocción y que al propagarse producen la fractura total de la porcelana, especialmente en tensiones traccionales.<sup>6</sup>
- Tensiones residuales: Aparecen por enfriamiento desigual de las capas internas y externas, por la unión de materiales distintos y la diferencia de coeficientes de expansión y contracción entre el oro y la porcelana.<sup>6</sup>

Las porcelanas como cuerpo vítreo tienen las características de este material, es decir baja resistencia al impacto, de alta resistencia a la compresión y baja resistencia tensional. Poseen además alta dureza superficial: glaseado, translucidez y superficie no porosa.<sup>5</sup> Figura 30

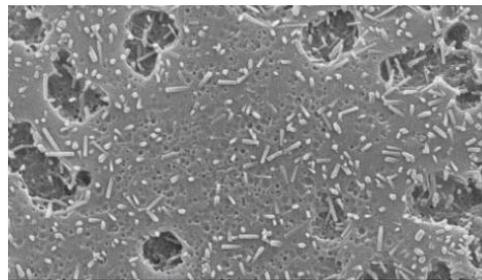


Figura 30 Microestructura de cerámica aluminosa posterior a su procedimiento de acondicionamiento para ser cementada.<sup>19</sup>

- El disilicato de litio en la fase cristalina se encuentra formada por un 70% de grano fino de cristales de disilicato de litio, incrustados en la matriz de un vidrio similar. La microestructura se ha caracterizado como cristales de Disilicato de Litio altamente entrelazados de 5 nanómetros de largo, con un diámetro de 0,8 mm. Se ha notado que existe un nivel de porosidad uniforme en las muestras cocidas; así, factores relacionados con la estructura cristalina como el tamaño, volumen, la fracción y la distribución se

juegan un papel importante en las propiedades mecánicas y químicas de un material cerámico.<sup>14</sup> Figura 31

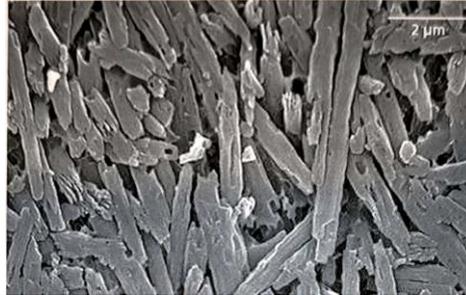


Figura 31 Cristales de disilicato de litio.<sup>8</sup>

El papel de la microestructura, micromecánica y propiedades de transformación de la fase cristalina, se reproducen en propiedades macroestructurales de la tenacidad a la fractura, resistencia a la compresión e incluso propiedades ópticas.<sup>14</sup>

En la fase parcialmente cristalizada o también llamada “Estado azul” (conocida por dar la propiedades iniciales del material), exhibe una resistencia a la flexión moderada de 130 Mpa y tenacidad a la fractura de 0.9 -1.25 Mpa; además de presentar una dureza de 5400 MPa.<sup>14</sup>

Después de atemperar, las propiedades mecánicas del material cambian drásticamente, debido a que la restauración experimenta 0.2% de contracción lineal (observado como una posible causa de lagunas en los márgenes de las restauraciones y compromiso del ajuste interno aunque sin discrepancias significativas).<sup>14</sup>

Una vez que el material pasa a su forma completamente cristalizada se observa que posee un registro de resistencia a la flexión de 262 – 360 Mpa y una tenacidad a la fractura de 2.0 – 2.5 Mpa lo cual demuestra una resistencia a la flexión por encima de las cerámicas dentales reforzadas con leucita.<sup>14</sup>

Las propiedades mecánicas de la zirconia tetragonal policristalina (3Y-TZP) depende principalmente del tamaño de grano. Ante un tamaño mayor es menos estable y más susceptible a la transformación espontánea, mientras que los tamaños de grano más pequeños ( $< 1\mu\text{m}$ ) se asocian con una menor tasa de transformación, además, por debajo de un determinado tamaño de grano ( $\sim 0,2\mu\text{m}$ ), la transformación no es posible, lo que se entiende por una menor tenacidad a la fractura. En consecuencia, las condiciones de sinterización tienen un fuerte impacto tanto en la estabilidad como en las propiedades mecánicas del producto final ya que establecen el tamaño del grano. Las temperaturas de sinterización más altas y los tiempos de sinterización más largos conducen a tamaños de grano más grandes (figura 32).<sup>16</sup>

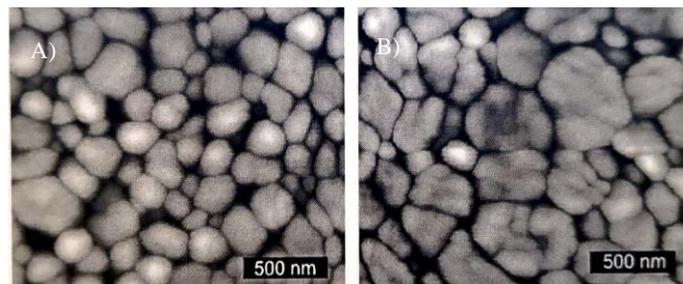


Figura 32 Tamaño de grano de la zirconia dependiendo de su temperatura.

A) 1300°C. B) 1450°C.

Las propiedades mecánicas están muy por encima de las demás cerámicas dentales, con una resistencia a la flexión en el rango de 800 – 1000 MPa y una tenacidad a la fractura en el rango de 6 – 8 MPa. Muestra una resistencia a ser penetrado (indentación de Vickers) de 98.1 N.<sup>16</sup>

La zirconia parcialmente estabilizada con magnesia (Mg-PSZ) se ha propuesto para posibles aplicaciones biomédicas, pero este material no ha tenido éxito debido a la presencia de porosidades, asociada con un gran tamaño de grano (30 – 60  $\mu\text{m}$ ) que puede inducir desgaste.<sup>15</sup>

La microestructura consiste en precipitados tetragonales dentro de una matriz de zirconia estabilizada cúbica. La cantidad de MgO en la composición de los materiales suele oscilar entre el 8 – 10% en moles, además de una alta temperatura de sinterización (1680 – 1800 °C), el ciclo de enfriamiento debe de controlarse estrictamente, particularmente en la etapa de envejecimiento con una temperatura preferentemente de 1100°C debido a que si no se controla bien podría ser un factor crítico de la tenacidad ante la fractura del material.<sup>16</sup> Figura 33



Figura 33 Variación volumétrica del 25 % entre zirconio presinterizado y sinterizado.<sup>20</sup>

La Alúmina endurecida por zirconia infiltrada por vidrio (ZTA) presenta mayor porosidad que la 3Y-TZP, sin embargo, suele exhibir una mejor estabilidad térmica y resistencia a la degradación a baja temperatura y condiciones de envejecimiento. Se han obtenido excelentes propiedades mecánicas al promover una dispersión fina y uniforme de los granos de zirconia en una matriz de alúmina. El aumento de volumen asociado a la transformación es asociado a microgrietas en la matriz de alúmina que rodea la partícula transformada, por lo tanto, la tenacidad se ve reforzada por la microfisuración.<sup>16</sup>

### 3.2 Estéticas

La propiedad estética en la porcelana influye en el reemplazo de las estructuras dentarias, debido a que es uno de los materiales más estéticos. Tiene una gran estabilidad de color por su insolubilidad en los líquidos bucales.<sup>6</sup> Figura 34

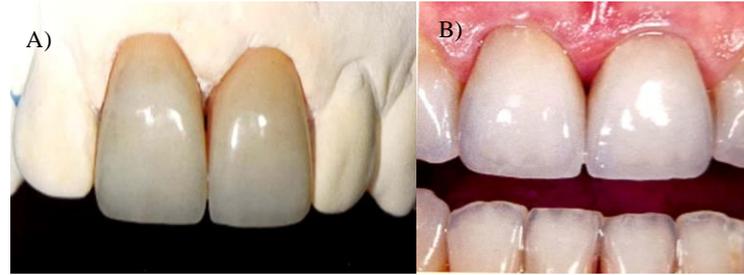


Figura 34 Coronas de Porcelana. A) Resultado final en modelo de yeso. B) Cementadas en boca.<sup>20</sup>

Las cerámicas reforzadas con disilicato de litio se enfocan en las propiedades ópticas como el color y la estructura del diente. Se consideran diferentes tonos de la A a la D; además de que son tomados en cuenta una serie de tonos de color blanco del material. El color del material está determinado por los iones colorantes dispersados en la matriz.<sup>14</sup>

Los iones primarios consisten en Vp4/ Vp3 (azul/amarillo), Cep4 (amarillo) y Mnp3 (marrón) (todas las formulaciones de color son entregadas en la fase “Estado azul”). Durante la etapa de encendido los iones colorantes cambian sus estados de oxidación resultando en un cambio notable de color. Al color final de la restauración se le pueden agregar manchas y glaseados a la superficie antes del proceso de templado.<sup>14</sup>

Las cerámicas confeccionadas a base de CAD-CAM están disponibles en tres niveles de translucidez que son: Medio opaco, Alta translucidez y baja translucidez; esta variación se logra a través de las diferencias en la microestructura del material, presentando el mismo contenido de cristales pero en diferente tamaño.<sup>14</sup> Figura 35

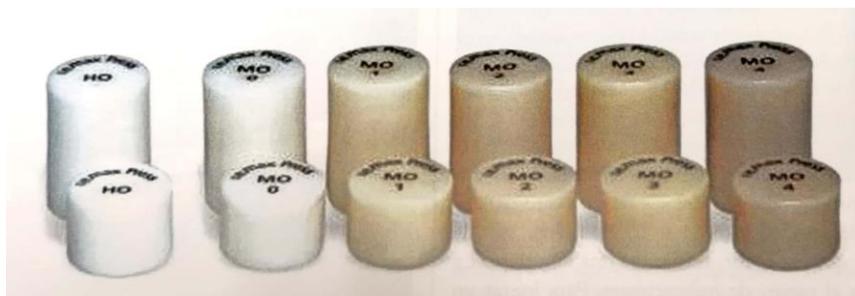


Figura 35 Presentación de bloques de disilicato de litio para CAD/CAM.<sup>8</sup>

La cerámica de alta translucidez exhibe cristales de 1.5 – 0.8  $\mu\text{m}$  dispersos en la matriz vítrea, mientras que las cerámicas de baja translucidez exhiben cristales más pequeños de 0,8 – 0,2  $\mu\text{m}$  en una matriz de mayor densidad.<sup>14</sup>

La interfaz entre el vidrio y las fases cristalinas del material son responsables de la propiedad de dispersión de la luz notada en el material, aumentando el porcentaje de cristalinidad del material que mejorarán las propiedades mecánicas comprometiendo la translucidez y color del material.<sup>14</sup> Figura 36



Figura 36 Prótesis parcial fija utilizando disilicato de litio como material de restauración. <sup>19</sup>

El zirconio presenta diferentes propiedades ópticas, una de ellas es la translucidez, debido a esta propiedad se considera al zirconio entre los materiales predilectos de elección para las reconstrucciones estéticas. La translucidez de una corona protésica de zirconio revestida de cerámica es tal que se puede observar cuando la atraviesa la luz, con una permeabilidad y un comportamiento similar al de la dentina de un diente natural.

La gran resistencia del zirconia, unida a una translucidez suficiente, ha hecho que sea considerado uno de los materiales indicados para sustituir el estrato del diente natural que se retira en la preparación protésica.<sup>15</sup>

Figura 37

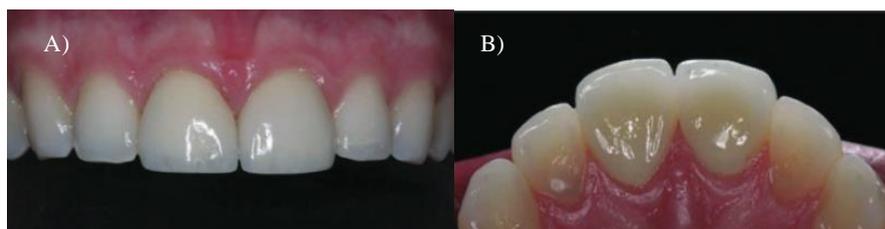


Figura 37 Incisivos centrales restaurados con carillas de zirconia demostrando la translucidez del material. A) Vista anterior. B) Vista Posterior. <sup>21</sup>

## CAPÍTULO 4 ENDOCROWN

La restauración de los dientes tratados endodónticamente es un problema común en odontología, aún más relacionado con las fracturas que ocurren en estos dientes. Los dientes tratados endodónticamente se ven afectados por un mayor riesgo de falla biomecánica que los dientes vitales, donde la preparación de acceso para el tratamiento endodóntico provoca la pérdida del techo de la cámara pulpar, lo que se relaciona con la incidencia de fractura relativamente alta en dientes sin pulpa.

Se ha descrito que los postes no refuerzan los dientes tratados endodónticamente además de que algunos autores notaron que los endopostes pueden interferir con la resistencia mecánica de los dientes, aumentando el riesgo de daños en la estructura dental residual. La colocación de un poste endodóntico crea una estructura restaurada no natural ocupando el espacio del canal radicular con un material que tiene una rigidez definida a diferencia de la pulpa, por lo tanto, no es posible recrear la distribución de tensión original del diente.<sup>22</sup> Figura 38

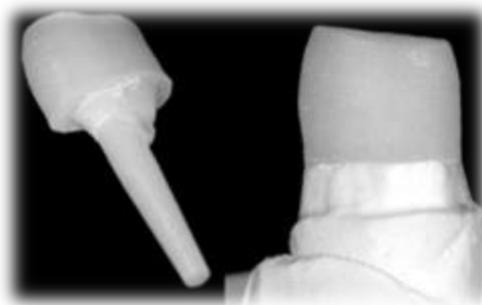


Figura 38 Endoposte y núcleo hechos de zirconia.<sup>23</sup>

Una endocrown es una restauración unitaria para dientes tratados endodónticamente que se ha desarrollado con los avances en las técnicas de adhesión. Consiste en una parte coronal y una parte cavitaria dentro de la cámara pulpar y utiliza dicha superficie para lograr la estabilidad y retención de la restauración por medio de una cementación adhesiva en lugar de un sistema poste y núcleo. La resistencia a la fractura y al estrés

de una endocrown es más alta que la corona única convencional, donde la tensión que se produce en las endocrown a comparación de las coronas convencionales es considerablemente menor. Por lo tanto, la endocrown es considerada como el tratamiento de elección para restaurar los dientes tratados endodónticamente debido a sus cualidades restaurativas, estéticas y clínicas.<sup>24</sup> Figura 39



Figura 39 Endocrown después del fresado hecho con sistema CAD/CAM.<sup>25</sup>

#### 4.1 Clasificación

Los dientes a restaurar con una endocrown deben de tener ciertos criterios para conocer si el diente a restaurar podrá dar un pronóstico favorable y duradero.<sup>26</sup>

- Mínima pérdida de la estructura coronal

Este criterio está relacionado generalmente con los dientes que han tenido poca o ninguna restauración y que requieren de un tratamiento de conductos radiculares. La estructura restante del diente debe de presentar una mínima pérdida a pesar del tratamiento de endodoncia, no debe de presentar ninguna grieta o fractura horizontal o vertical y la cavidad de acceso y preparación de conductos radiculares debe de ser mínima.<sup>26</sup>

Para este tipo de lesiones se consideran tratamientos con restauraciones adhesivas, llenar la cavidad de acceso y la

cámara pulpar. La elección del material debe de limitarse a resinas compuestas en combinación con un sistema de adhesión. Se contraindica en pacientes con parafunciones (bruxismo).<sup>26</sup> Figura 40



Figura 40 Ejemplo de molar tratado endodónticamente con suficiente remanente dentinario. A) Vista clínica. B) Restauración adhesiva con resina compuesta. <sup>4</sup>

- Pérdida hasta el tercio medio de la corona

La estructura coronal es suficiente para proveer estabilidad, retención y fuerza a la restauración, para este tipo de lesiones no se considera necesario la colocación de un endoposte y corona. Con una restauración mediana como una endocrown u onlay; así como un revestimiento de los conductos radiculares con resina se puede devolver la función al diente.<sup>26</sup> Figuras 41 y 42

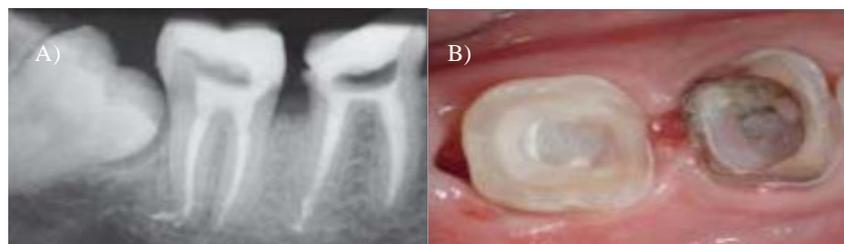


Figura 41 Ejemplo de molares con previo tratamiento de endodoncia con gran pérdida de la estructura coronal. A) Vista radiografica tratamiento de endodoncia. B) Molares con pérdida de la estructura coronal vista clínica.<sup>27</sup>

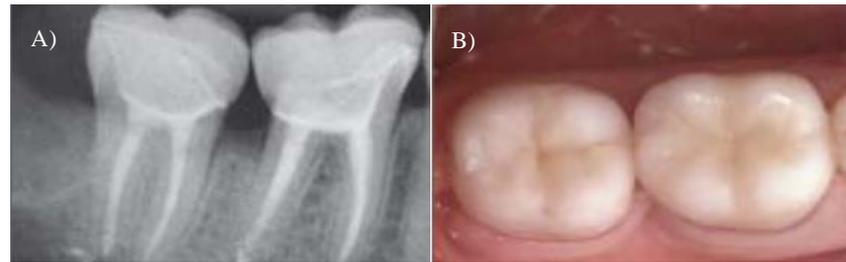


Figura 42 Restauraciones de endocrown en molares cementadas. A) Vista radiográfica. B) Vista clínica.<sup>27</sup>

- Pérdida de más del tercio medio de la corona

Debido a la pérdida importante de estructura coronal, la retención de la restauración se ve limitada únicamente a la adhesión por lo que se considera ideal la restauración con endoposte y núcleo asegurando fuerza y resistencia a la fractura. Con el diseño de la preparación adecuada y permaneciendo la estructura coronaria (efecto férula) proporcionará estabilidad frente a fuerzas de rotación.<sup>26</sup> Figura 43



Figura 43 Ejemplo de molar restaurado con endoposte y corona. 1) Altura de la corona. 2) Altura del poste de 9 mm al margen gingival. 3) Altura del núcleo de 3 mm. 4) Grado de expulsión de 6 a 8 grados.<sup>28</sup>

- Pérdida de la mayor parte de la estructura coronal  
Situación más desfavorable biomecánicamente. Pueden realizarse varios procedimientos para lograr el aumento de la corona clínica los cuales pueden ser: extracción ortodóntica y

cirugía de alargamiento coronal, los cuales deben ser bien valorados para dar un pronóstico positivo para la restauración a colocar. La extracción y colocación de implantes dentales es considerada la mejor opción en el caso de este tipo de lesiones.<sup>27</sup>

Figura 44

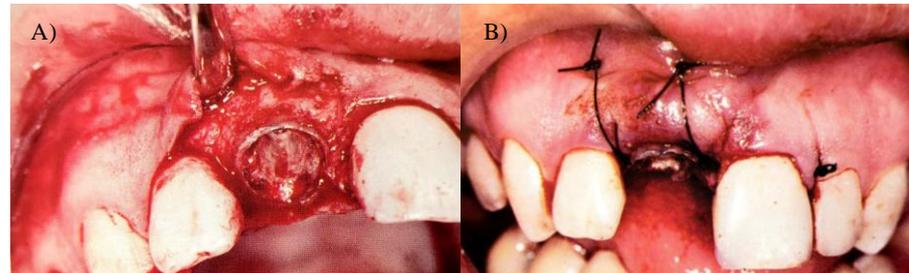


Figura 44 Ejemplo de cirugía de alargamiento de corona. A) Osteotomía y osteoplastia con fresa esférica. B) Cierre de la herida con punto colchonero vertical. <sup>29</sup>

Además de la clasificación anterior, las endocrown son una opción para la restauración cuando los dientes presentan:

- Atrición severa debido al desgaste oclusal por bruxismo.
- Conductos curvos.
- Conductos calcificados.
- Dientes con raíces cortas que hacen imposible la colocación de un endoposte.<sup>26</sup>

## 4.2 Preparación Intrarradicular

Los principios biomecánicos indican que la resistencia estructural de un diente depende de la cantidad de fuerza intrínseca de los tejidos duros y la integridad de la forma anatómica. Una cavidad de acceso endodóntico conservador afecta mínimamente la resistencia a la fractura de un diente.<sup>26</sup>

La preparación de la endocrown consiste en la remoción del techo de la cámara pulpar, áreas excesivamente retentivas y alineación de las paredes pulpares. Se prepara la cámara con un estrechamiento interno de 8 a 10 grados, un margen de profundidad que va de 2,0-2,7 mm con un tope circunferencial y una cavidad central de retención dentro de la cámara

pulpar, constituye tanto la corona y el núcleo en una sola estructura en monobloque y no toma apoyo de los conductos radiculares.<sup>30</sup> Figura 45



Figura 45 Representación esquemática de la preparación para endocrown. 1. De 3 a 5 mm desde el margen cervical hasta la entrada a los conductos radiculares. 2. Margen de preparación entre 2.2 a 2.7 mm. 3. Grado de expulsión aproximadamente de 8 a 10 grados. 4. Altura de la corona dependiente del remanente coronal.<sup>28</sup>

Se sugieren dimensiones para la restauración de 3 mm de diámetro de circunferencia del pivote y 5 mm de profundidad para dar fortaleza a los premolares y en caso de molares se recomienda 5 mm de diámetro de circunferencia para el pivote y 5 mm de profundidad.<sup>26</sup> Figura 46

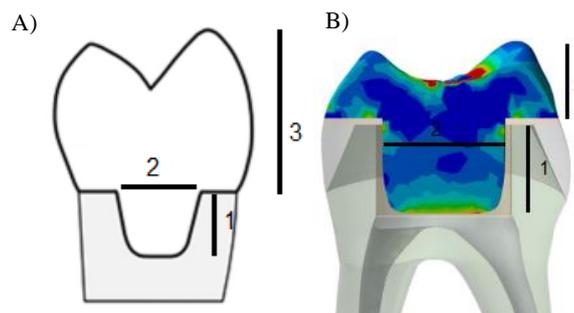


Figura 46 Representación esquemática de las proporciones de la endocrown. A) Premolares. 1. Profundidad del pivote de 5 mm. 2. Diámetro del pivote de 3 mm. 3. Altura de la endocrown dependiendo del remanente coronal.<sup>31</sup> B) Molar 1. Profundidad del pivote de 5 mm. 2. Diámetro del pivote de 5 mm. 3. Altura de la endocrown dependiendo del remanente coronal.<sup>32</sup>

### 4.3 Impresión

Se utiliza como material predilecto el poli-vinil siloxano debido a las diferentes presentaciones que tiene, las cuales por su afinidad ayudan a la rectificación e impresión más fiel de las estructuras anatómicas del diente a restaurar.<sup>6</sup>

Es utilizada más comúnmente la técnica a 2 tiempos:

1.- Se inicia colocando en partes iguales la pasta catalizadora y pasta base mezclando en un tiempo de 30 segundos hasta conseguir una mezcla homogénea para elaborar la cucharilla individual. <sup>6</sup> Figura 47



Figura 47 Silicona correctamente proporcionada. <sup>4</sup>

2.- Se retiran excesos marginales de la impresión primaria y se hacen canales de liberación por los cuales saldrá el material excedente de consistencia fluida.<sup>6</sup> Figura 48

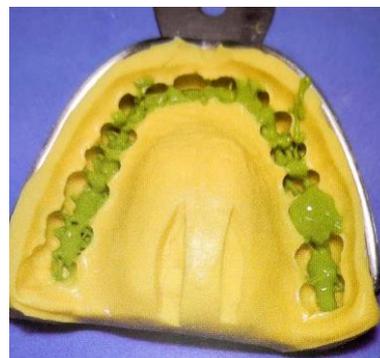


Figura 48 Impresión con canales de liberación para el material de consistencia ligera. <sup>4</sup>

3.- Utilizando la pistola dispensadora de silicona, se coloca una punta mezcladora y sobre esa una punta intraoral la cual servirá para llevar el material ligero a la cavidad que se desea impresionar.<sup>6</sup> Figura 49

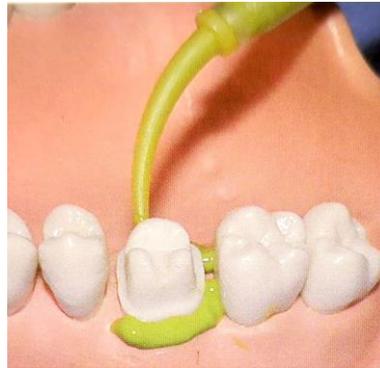


Figura 49 Silicona ligera dispensada en cavidad bucal.<sup>4</sup>

4.- Se dispensa la silicona de consistencia ligera sobre el diente a restaurar, dientes contiguos y sobre la impresión primaria para posteriormente unirlos y con presión firme mantenerse el tiempo de polimerización indicado por el fabricante.<sup>6</sup> Figura 50

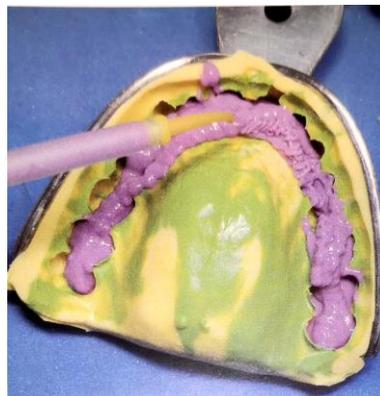


Figura 50 Silicona ligera dispensada en impresión primaria para rectificación de tejidos.<sup>4</sup>

#### 4.4 Provisionalización

Existen diferentes métodos para realizar el provisional y restaurar temporalmente estas lesiones.

- Método de escaneo

Si el diente aún no se encuentra muy destruido, se puede utilizar un escáner el cual almacena en la base de datos la anatomía oclusal de diente y esta información es mandada al sistema CAD / CAM la cual reproduce la anatomía y elabora la restauración temporal (figura 51).<sup>25</sup>

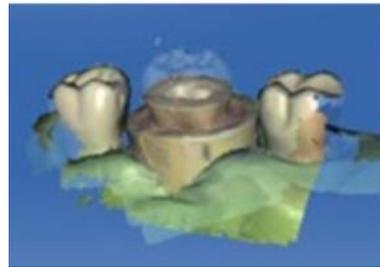


Figura 51 Diseño de la endocrown utilizando la base de datos anatómica.

- Método llave de silicona

Se toma una impresión con alginato del diente a restaurar, se corre el modelo con yeso tipo III, una vez obtenido el positivo utilizando instrumentos para encerar y cera para modelar se da la anatomía a la cara oclusal del diente remanente, posterior a esto con silicona por condensación se toma la impresión para formar la “llave”, se prepara acrílico y cuando se encuentre en la fase filamentosa se lleva a la boca del paciente haciendo presión digital sobre la llave para imitar la anatomía previamente dada.<sup>6</sup>

Figuras 52 y 53

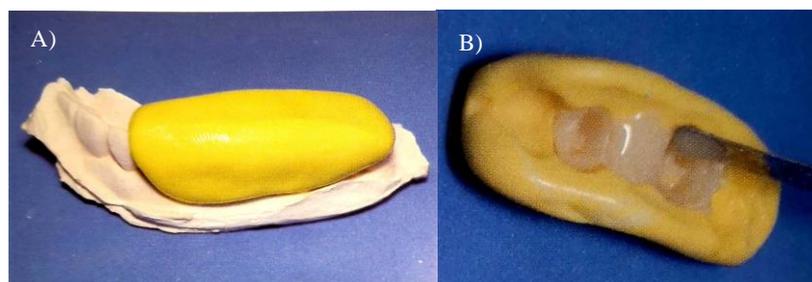


Figura 52 Ejemplificación de preparación de un provisional hecho con el método de llave de silicona. A) Confección de la llave de silicona. B) Colocación del acrílico en la llave.<sup>4</sup>

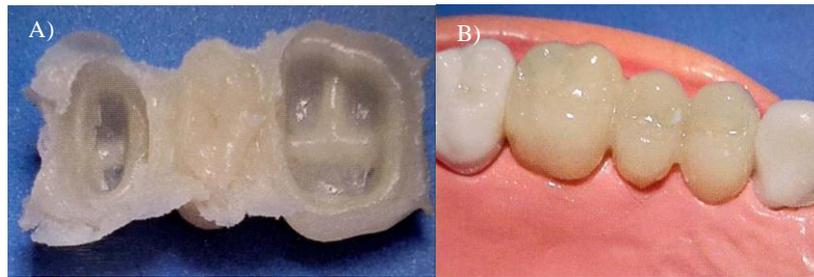


Figura 53. Ejemplificación de preparación de un provisional hecho con el método de llave de silicona. A) Provisional polimerizado. B) Provisional finalizado.<sup>4</sup>

- Método directo

Se prepara acrílico en un godete de vidrio, cuando este se encuentre en su etapa plástica se lleva a boca en forma de cubo para dar anatomía mediante la oclusión del paciente (si es que presenta diente antagonista), se espera a la fase elástica para realiza la confección de la cara oclusal de la restauración provisional.<sup>6</sup> Figura 54

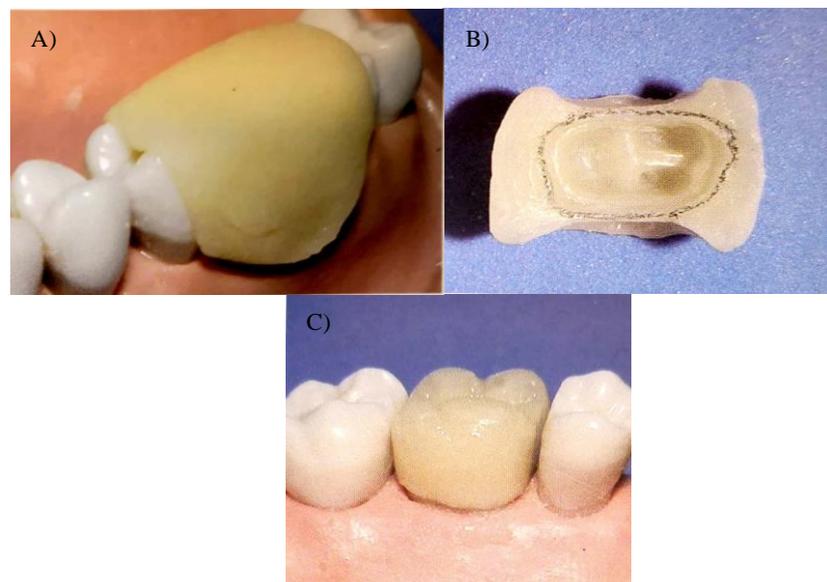


Figura 54 Ejemplificación de provisional hecho con el método directo. A) Colocación del dado de acrílico sobre la pieza a restaurar. B) Delimitación de la línea terminal. C) Provisional finalizado.<sup>4</sup>

Posterior a la polimerización del método directo y llave de silicona, se recortan los excedentes de acrílico por medio de fresones de tungsteno y se pule con hules y pasta diamantada.<sup>6</sup>

#### 4.5 Selección del material

El inicio de la endocrown se consideró como mono-bloque de porcelana, con el advenimiento de la odontología adhesiva, la necesidad de utilizar cerámicas que tenían alta resistencia mecánica y permitían en su estructura el grabado ácido (cerámicas reforzadas con leucita o disilicato de litio) y agregando un sistema adhesivo y cementos resinosos han hecho posible la restauración de los dientes posteriores.<sup>27</sup>

Sistemas compuestos de porcelana indirectos son las opciones de restauraciones alternativas para restaurar las amplias cavidades en los dientes posteriores, rehabilitan la función mecánica y biológica mientras que proporcionan estética óptima con un mínimo de preparación del diente, asegurando ajustes marginales excelentes, contactos proximales ideales, alta resistencia al desgaste y reducción de la contracción a la polimerización.

Las restauraciones ya sean de porcelana, disilicato de litio o zirconia pueden ser realizadas en un sistema CAD / CAM las cuales mediante el procesamiento de los bloques de cerámica, tienen mejor resistencia a la fractura y homogeneidad estructural a comparación de las cerámicas procesadas en el laboratorio.<sup>26</sup> Figura 55



Figura 55 Materiales utilizados para la fabricación de endocrown. A) Disilicato de litio.<sup>33</sup>  
B) Zirconia. C) Porcelana.<sup>27</sup>

## 4.6 Protocolo de cementación

Hasta el momento, los cementos de resina compuesta de Bis- GMA o matriz de resina UDMA y partículas de carga inorgánica son los tipos de cementos más populares.

Los cementos de resina tienen un uso creciente en la cementación de cerámica, metal y restauraciones indirectas de material compuesto. Se cree que los cementos que contienen eugenol inhiben la polimerización de los cementos, el cual puede ser resuelto mediante la limpieza de las paredes y el grabado ácido.<sup>26</sup>

Es recomendable seguir un protocolo de cementación el cual sigue los siguientes pasos.

Paso 1. Se limpia el diente con clorhexidina al 2% o hipoclorito al 2.5 % para lograr la desproteinización de las paredes <sup>6</sup>. Figura 56



Figura 56 Molar preparado y desproteinizado con clorhexidina al 2%. <sup>34</sup>

Paso 2. Se aplica ácido fosfórico al 37% en el esmalte remanente del diente a restaurar por 20 segundos y se realiza enjuague y secado de la zona de 3-4 segundos.<sup>24</sup> Figura 57



Figura 57 Grabado del diente con ácido fosfórico al 37% durante 20 segundos. <sup>34</sup>

Paso 3. Se aplica un sistema adhesivo de 7° generación tanto en las paredes de la cámara pulpar como la dentina remanente de la corona clínica, aplicando con un microbrush durante 20 segundos y frotándolo el tiempo establecido; se aplica aire tenuemente durante 10 segundos.<sup>24</sup>

Figura 58



Figura 58 Aplicación del adhesivo a la superficie seguida de la polimerización. <sup>34</sup>

Paso 4. A las restauraciones de porcelana y disilicato de litio se les aplica sobre la superficie a cementar, ácido fluorhídrico al 9,5% durante un minuto y medio, retirando con flujo de agua por un minuto.<sup>24</sup> Figura 59

Para las restauraciones de zirconia, se recomienda un arenado por la capa interna de la restauración la cual permitirá crear microrrugosidades que favorecerán el sellado sin ser necesaria la aplicación de un silano y adhesivo.<sup>15</sup> Figura 60



Figura 59 Grabado de la superficie interna con ácido fluorhídrico durante un minuto. <sup>34</sup>



Figura 60 Arenado con óxido de aluminio por la superficie interna. <sup>34</sup>

Paso 5. Se aplica silano sobre la superficie a cementar durante 60 segundos.<sup>24</sup> Figura 61

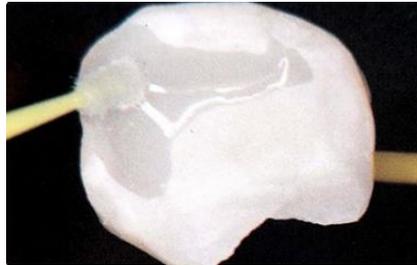


Figura 61 Aplicación de silano durante un minuto.<sup>34</sup>

Paso 6. Utilizando un agente adhesivo con un microbrush, se coloca en la superficie a cementar; se frota y polimeriza por medio del fotocurado.<sup>24</sup> Figura 62



Figura 62 Aplicación de adhesivo en la superficie interna de la restauración.<sup>34</sup>

Paso 7. Se coloca el cemento dual sobre la superficie y cámara pulpar. Con presión digital o mecánica se coloca la restauración y se fotocura por 3 tiempos de un minuto cada tiempo (oclusal, bucal y lingual/palatino).<sup>24</sup> Figura 63



Figura 63 Compresión mecánica para facilitar la salida del exceso de cemento.<sup>35</sup>

Paso 8. Se eliminan los excedentes de cemento.<sup>6</sup> Figura 64



Figura 64 Remoción de excesos de cemento.<sup>35</sup>

Paso 9. Se marcan con papel de articular los puntos de contactos altos para ser eliminados y se pule la restauración con gomas y pasta diamantada.<sup>6</sup> Figura 65

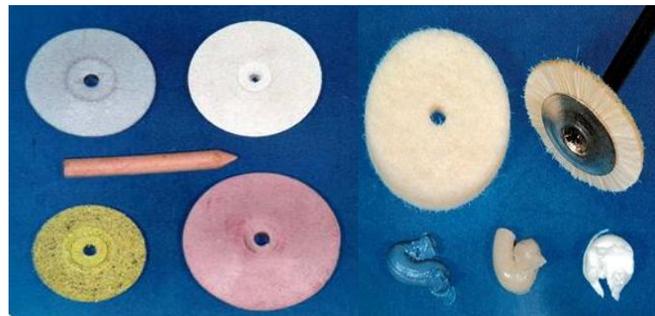


Figura 65 Materiales para pulir restauraciones.<sup>35</sup>



---

## CONCLUSIONES

Después de la presente revisión bibliográfica, puedo concluir que las necesidades de rehabilitación protésica junto a los materiales con los que se contaban en cada época fueron modificándose de ser simples prótesis parciales fijas retenidas con bandas para sustituir dientes naturales perdidos, a prótesis con mejores características no solo estéticas sino funcionales, que evolucionaron junto a la creación de nuevos materiales de restauración y cementación.

En la búsqueda de dar mayor retención a las prótesis fijas se encontraron métodos los cuales sustituían a los convencionales, los llamados endopostes; se iniciaron como método de anclaje a los dientes tratados endodónticamente para fijar coronas totales, los cuales estaban hechos de metal y tenían una retención superior a los anclados con bandas. Con el avance de los materiales dentales se buscó dar un enfoque tanto en retención como estética por lo que se usaron materiales adhesivos que mejorarían tanto la retención de los endopostes como su permanencia en boca.

Desde hace varias épocas y hasta la actualidad se busca utilizar materiales de restauración que sean compatibles con los tejidos bucales para evitar un efecto de toxicidad en la cavidad oral, por lo que se requiere una equivalencia entre resistencia, biocompatibilidad y estética lo cual lo pueden proveer los materiales cerámicos como son la porcelana, el disilicato de litio y la zirconia.

En un estudio comparativo publicado por el doctor Francisco Martínez Rus, en el artículo “Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección” publicado en el año 2007 <sup>36</sup>, compara las diferencias que existen entre las cerámicas dentales donde evalúa que la mayor resistencia a la compresión y tensión la presentan las cerámicas reforzadas con óxido de zirconia,



mientras que las mejores propiedades ópticas y estéticas la tienen las cerámicas feldespáticas (disilicato de litio).

Los autores investigados destacan la importancia de la planeación del tratamiento dependiendo del tejido remanente dental, haciendo comparación entre las restauraciones de poste-corona con las endocrown en donde las primeras tienen un índice de pérdida dental remanente más alto que las endocrown. A las pruebas de compresión, las endocrown presentaron mayor resistencia que las restauraciones poste-corona presentando fracturas radiculares en la mitad de los estudios realizados. La endocrown al ser una restauración que presenta mayormente una unión adhesiva y macromecánica no requiere de la mayor preparación del diente por lo que conserva mayor estructura dentinaria y por lo tanto mayor resistencia a las fuerzas masticatorias.

En el estudio realizado por el doctor Fernando Zarone publicado en el artículo "Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: A 3D static linear finite elements analysis" <sup>22</sup> en el año 2006, hace un estudio comparativo de la resistencia que presenta ante fuerzas transversales un diente natural anterior maxilar, uno restaurado con poste-corona y uno restaurado con endocrown; la cual exhibió que el diente restaurado con la endocrown tuvo un fractura en el tercio cervical, lo cual provocó el desalojo de la restauración y esto se debió a la altura de la corona clínica de la restauración, así como al poco tejido remanente que aún conservaba, lo cual concluyó que las endocrown son mayormente aceptadas para la zona posterior.

En el artículo de la doctora Erika Lander, "Endocrowns: A clinical report" publicado en el año 2008 <sup>27</sup>, nos muestra que puede haber otra opción de tratamiento hacia los dientes tratados endodónticamente con poca pérdida dental, como lo es restaurar solo con resina.



## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. DH R. *Prótesis Fija*. Editorial. (Porter RJ, ed.). Buenos Aires: 1°; 1979.
2. Ring M e. *Historia Ilustrada de La Odontología*. 1°. (Botelle FCMVC, ed.). Barcelona: Doyma Libros S.A; 1989.
3. John I. Ingle, Leif K. Bakland JCB. *Endodontics*. 6°. Hamilton: B.C. Decker; 2008.
4. Cacciacane OT. *Prótesis: Bases y Fundamentos*. 1°. Madrid: Ripano; 2013.
5. Rosenstiel SF. *Prótesis Fija Contemporánea*. 5°. (F S, ed.). Barcelona: Elsevier; 2017.
6. Mezzomo E. *Rehabilitación Oral Para El Clínico*. 1°. Venezuela: Actualidades Medico Odontologicas Latinoamerica, C.A.; 2003.
7. JLC N. *Biomateriales Dentales*. 2°. (GS C, ed.). Venezuela: Actualidades Medico Odontologicas Latinoamerica, C.A.; 2010.
8. Guzmán Baez HJ. *Biomateriales Odontologicos de Uso Clínico*. 5°. Bogota: Ecoe Ediciones; 2013.
9. John I. Ingle, Leif K. Bakland JCB. *Endodontics*. 4°. Baltimore: Williams & Wilkins; 1994.
10. Gunnar Bergenholtz, Preben Hørsted-Bindslev CR. *Endodoncia*. 2°. (Moreno MM, ed.). México: Manual Moderno; 2011.
11. Milleding P. *Preparaciones Para Prótesis Fija*. 1°. (Chau sau SJ, ed.). Caracas, Venezuela: Amolca; 2013.
12. Craig RG. *Materiales Dentales*. 2°. (Cazares M de LH, ed.). México: Nueva editorial Interamericana; 1986.
13. Fabrizio Montagna MB. *De La Cera a La Cerámica : Conocimientos Básicos Para Una Colaboración Eficaz Entre Técnicos Dentales y Odontólogos*. 1°. Venezuela: Amaloca; 2008.
14. Alec Willard TMGC. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci*. 2018;34(4):238-242.
15. Piconi C, Rimondini L C. *El Zirconio En Odontología*. 1°. (C. B, ed.). Milano, Italia: Actualidades Medico Odontologicas Latinoamerica, C.A.; 2011.
16. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. 2007;4:299-307. doi:10.1016/j.dental.2007.05.007
17. Anusavice KJ. *Phillips Ciencia de Los Materiales Dentales*. 11°. (Santos J dos, ed.). Madrid: Diorki Servicios Integrales de edición; 2004.
18. Federico Humberto Barceló Santana JMPC. *Materiales Dentales : Conocimientos Básicos Aplicados*. 5°. México, D.F.: Trillas; 2015.
19. Höland W, Schweiger M, Rheinberger VM, et al. Bioceramics and their application for dental restoration Bioceramics and their application for dental restoration. 2013;6753. doi:10.1179/174367609X414099
20. Fabrizio Montagna MB. *Cerámicas, Zirconio y Cad-Cam*. 1°. (Gabriel Santa Cruz M., ed.). Venezuela: AMOLCA; 2012.
21. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry : historical evolution and current practice. 2011;84-96. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x
22. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, et al. Evaluation of the biomechanical



- behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: A 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater.* 2006;22(11):1035-1044. doi:10.1016/j.dental.2005.11.034
23. Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithium disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2008;100(4):264-273. doi:10.1016/S0022-3913(08)60205-X
  24. Shin Y, Park S, Park JW, Kim KM, Park YB, Roh BD. Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1):109-115. doi:10.1016/j.prosdent.2016.03.025
  25. Gresnigt MMM, Özcan M, Van Den Houten MLA, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dent Mater.* 2016;32(5):607-614. doi:10.1016/j.dental.2016.01.004
  26. Derleme E, Sevimli G, Cengiz S, Oruç MS. Endocrowns: review. 2015;49(2):57-63.
  27. Lander E, Dietschi DDS. Endocrowns : A clinical report. 2008;39(2):99-106.
  28. Biacchi G, Basting R. Comparison of Fracture Strength of Endocrowns and Glass Fiber Post-Retained Conventional Crowns. *Oper Dent.* 2012;37(2):130-136. doi:10.2341/11-105-L
  29. Magalhaes J ottoni; L fardin. *Cirurgia Plástica Periodontal y Periimplantar.* 1°. Brasil: Artes Médicas Ltda.; 2006.
  30. Sedrez-Porto JA, Rosa WL de O da, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016;52:8-14. doi:10.1016/j.jdent.2016.07.005
  31. Rocca GT, Sedlakova P, Saratti CM, et al. Fatigue behavior of resin-modified monolithic CAD-CAM RNC crowns and endocrowns. *Dent Mater.* 2016;32(12):e338-e350. doi:10.1016/j.dental.2016.09.024
  32. Paulo J, Tribst M, Maria A, et al. Endocrown restorations : Influence of dental distribution &. *Dent Mater.* 2018:6-13. doi:10.1016/j.dental.2018.06.012
  33. da Cunha LF, Gonzaga CC, Pissaia JF, Correr GM. Lithium silicate endocrown fabricated with a CAD-CAM system: A functional and esthetic protocol. *J Prosthet Dent.* 2017;118(2):131-134. doi:10.1016/j.prosdent.2016.10.006
  34. Nocchi Conceição. *Odontología Restauradora : Salud y Estética.* 2°. (Frydman ADCMJ, ed.). Buenos Aires: Médica Panamericana; 2008.
  35. Dino Re. *Restauraciones Estéticas-Adhesivas Indirectas Parciales En Sectores Posteriores.* 1°. (R. AL, ed.). Argentina: Amolca; 2009.
  36. Rus M, Rus M, Ramiro P, et al. Cerámicas dentales : clasificación y criterios de selección. 2007;12:253-263.