



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS
RECONSTRUCCIONES PROTÉSICAS POSTERIOR AL
ACCESO ENDODÓNCICO.**

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

TANIA VÁZQUEZ FLORES

TUTOR: Mtro. FRANCISCO JAVIER DÍEZ DE BONILLA
CALDERÓN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAS RECONSTRUCCIONES PROTÉSICAS POSTERIOR AL ACCESO
ENDODÓNCICO.

A Dios por darme la gran oportunidad de descubrir quién soy, por guiarme y brindarme la fuerza necesaria así como la voluntad de seguir siempre adelante, por darme la oportunidad de seguir realizando mis metas.

A mi madre por brindarme su apoyo incondicional, quien con su confianza, gracias por su confianza, por su paciencia y su compañía incondicional, a quien admiro y con quien estoy agradecida por darme la vida, con quien nunca podré expresar con solo palabras lo que siento y lo agradecida que estoy con ella, sobre todo lo mucho que la quiero.

A mi padre por su apoyo incondicional a lo largo de toda mi vida por enseñarme que todo se logra a base de esfuerzo y trabajo, entregándome la mejor herencia que se le puede brindar a un hijo, la carrera, por todo su apoyo moral, su cariño y su comprensión, gracias por estar junto a mí en los momentos más difíciles, gracias te quiero.

A mis hermanos por estar conmigo cuando más los necesito, compartiendo mis tristezas y alegrías, por todo su cariño y todo su apoyo, nunca olviden cuanto los quiero.

A mi abuelito por estar conmigo por todos los detalles que me ha brindado durante toda mi vida.

A todos mis tíos por brindarme su apoyo y colaboración gracias por todo su tiempo.

A mis primos con los que siempre cuento gracias por su apoyo, colaboración y compartir conmigo su tiempo demostrando su cooperación los quiero.

A todos mis doctores a quienes admiro, ya que con sus enseñanzas me dieron en mi formación académica para haber logrado mi formación.

Al Mtro. Francisco Javier Díez de Bonilla Calderón por compartir su tiempo, conocimientos, por toda su paciencia, perseverancia y empeño dedicado para alcanzar los objetivos para la realización de este trabajo.

A la Mtra. María Luisa Cervantes por su tiempo, su apoyo y su paciencia ante mi situación con toda mi admiración y respeto.

A Juan Carmona por su apoyo y cooperación para realizar este trabajo con todo mi amor y por ser parte importante de mi vida gracias.



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
OBJETIVO	6
CAPÍTULO 1. ANTECEDENTES	7
CAPÍTULO 2. PROPIEDADES DE LOS MATERIALES DE RESTAURACIÓN PROTÉSICA	10
2.1 Incrustaciones metálicas	10
2.2. Incrustaciones estéticas	11
2.3. Coronas metálicas	13
2.4. Coronas metal cerámicas	13
2.5. Coronas libres de metal	16
CAPÍTULO 3. ACCESO ENDODÓNCICO	20
3.1. Preparación de la cavidad de acceso en los incisivos y caninos superiores	21
3.2. Preparación de la cavidad de acceso en los incisivos y caninos inferiores	22
3.3. Preparación de la cavidad de acceso en los premolares Superiores	23
3.4. Preparación de la cavidad de acceso en los premolares inferiores	23
3.5. Preparación de la cavidad de acceso en los molares superiores	24
3.6. Preparación de la cavidad de acceso en los molares Inferiores	24



CAPÍTULO 4. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS MATERIALES PROTÉSICOS	26
4.1. Aleaciones de cobalto cromo	26
4.2. Aleaciones de níquel cromo	26
4.3. Aleaciones de titanio	27
4.4. Amalgama	27
4.5. Resinas	28
4.6. Porcelana	28
CAPÍTULO 5. MATERIALES DE RESTAURACIÓN PARA UNA CORONA DESPUÉS DEL ACCESO ENDODÓNCICO	30
5.1. Núcleos de metal colado	30
5.2. Núcleos de amalgama	31
5.3. Núcleos de composites resinosos	32
5.4. Núcleos de relleno	33
5.5. Núcleo aluminoso	37
CAPÍTULO 6. TOMA DE IMPRESIONES DEFINITIVAS.	38
6.1. Material de impresión.	38
CONCLUSIONES.	43
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	45



INTRODUCCIÓN

Desde hace tiempo se conoce que los dientes con tratamiento de conductos son más frágiles que los dientes vitales, y se fracturan con mayor facilidad.

Diversas causas explican este aumento de fragilidad: deshidratación de la dentina, de forma que el diente pierde flexibilidad. Gran pérdida de estructura dentaria, sobre todo de dentina. Los dientes endodonciados acostumbran a ser dientes con grandes caries, fracturas o mutilaciones. Cuando se realiza el tratamiento endodóncico y la preparación biomecánica, para obtener un acceso a la cámara pulpar se destruye el techo cameral, disminuyendo más la resistencia estructural del diente.¹¹

El material más utilizado para restaurar una corona totalmente metálica que era sujeta a un acceso endodóncico era la restauración de amalgama, mientras que la resina compuesta fue el material de elección para las coronas libres de metal y las coronas combinadas metal cerámica.

Las coronas son restauraciones de rutina para la reconstrucción protésica después de haber realizado el tratamiento de conductos.

En el procedimiento para realizar el acceso a través de las restauraciones protésicas puede iniciar una serie de microfisuras, que éstas a su vez se van a propagar con el tiempo llegando a provocar una fractura en la restauración.

La decisión de restaurar una corona existente dependerá de la medida de microfisuras visibles provocadas por el acceso endodóncico.



OBJETIVO

Determinar la resistencia a la fractura y el sellado marginal de las reconstrucciones protésicas en diferentes materiales después de haberse realizado el acceso endodónico.



CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES

Las referencias más antiguas de restauraciones protésicas sobre dientes severamente destruidos datan del periodo de Tokugawa (1603/1867) en Japón. Ellos idearon una corona con perno de madera boj, que era de color negro (estético para la época). Tras estos primeros intentos, las primeras representaciones “serias” se encuentran en el Tratado de Fauchard conocido como el padre de la odontología moderna.

Pierre Fauchard, en 1728, describió el uso de “tenons” que eran pernos y coronas que se anclaban en los restos radiculares. Los dientes eran coronas de animales o humanas talladas dándole la forma del diente a reemplazar. Los pernos en un primer momento fueron realizados en madera, pero por su alta frecuencia de fracturas fue reemplazada por la plata.

Claude Mouton, en 1746, diseñó una corona de oro solidariamente unida a un perno para ser insertado en el conducto radicular.

Giuseppangelo Fonzi 1807, Realiza dientes individuales retenidos por pernos a una base metálica, agrega óxidos a la pasta mineral logrando 26 colores y desarrolla una técnica de estratificación: arcilla argilacea de caolín: Dentina Arcilla Silíceo: Esmalte.¹

Durante el siglo XIX, aparecen numerosos diseños de coronas con sistemas de anclaje radicular, pero la aportación más importante de ese siglo y en la que se basa el procedimiento actual fue la corona Richmond.²

Casius M. Richmond, en 1880, ideó la corona-perno constituida por tres elementos: el perno intrarradicular, el respaldo metálico y la faceta cerámica.

La primera corona totalmente cerámica fue desarrollada en 1886 por Land.



A mediados de los años 30, se utilizaban overlays acrílicos y de porcelana para mejorar el aspecto de los dientes anteriores de los actores de Hollywood durante los rodajes.

A mediados de los años 50 se empezó a utilizar el perno muñón colado en aleación metálica generalmente noble que ahora conocemos, fabricado de forma separada a la corona.

A principios de 1960, Weinstein, describieron las restauraciones metal cerámicas.

En 1965 Mclean y Hughes desarrollaron una corona funda de porcelana con un núcleo interno de porcelana aluminosa.

En la década de los 70, las aleaciones disponibles en prótesis se podían agrupar en tres tipos mutuamente excluyentes, aleaciones para restauraciones totalmente metálicas, aleaciones para metal cerámica y aleaciones para prótesis parcial removible.³

En los años 70 aparecen los pernos metálicos prefabricados y materiales para la reconstrucción directa en la boca del paciente.

Las técnicas CAD-CAM se introdujeron en odontología en 1971.

En 1979, Heitlinger y Rodder, luego Mörmann y Brandestini, en 1980, empezaron a trabajar sobre este campo en donde aparecieron diferentes sistemas como los de Duret, sistema Minnesota y el sistema Cerec.

En 1983 aparecieron los veneer laminados de porcelana. Combinaban la estética y la respuesta tisular favorable de la porcelana con la fuerza adhesiva de las restauraciones grabadas con ácido y la calidad de las restauraciones fabricadas en el laboratorio.⁴

En los años 80 fue introducida la cerámica vítrea colada.



En la década de los 80 y 90 se aplica la alta tecnología para el desarrollo de porcelanas de alta resistencia baja contracción y sin refuerzo metálico (Empress, In Ceram, Procera, Zirkozahn).⁵

Hoy en día hay un amplio abanico de posibilidades, que nos pueden brindar una estética máxima como pernos de fibra de vidrio, cerómeros, cerámicas de alta resistencia.

CAPÍTULO 2 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES DE RESTAURACIÓN PROTÉSICA

2.1 Incrustaciones metálicas

Pueden reconstruirse con este tipo de restauraciones las lesiones pequeñas o medianas en dientes con pocos requerimientos estéticos. Se acostumbra a fabricarse con aleaciones de oro más blandas, las incrustaciones metálicas también se pueden realizar con aleaciones de metal con una base susceptible de grabarse si se desea un efecto de adhesión.⁶

La primera indicación de las incrustaciones metálicas es en el momento en cavidades ya obturadas necesiten nuevas obturaciones. Figura 1.

Las coronas metálicas pueden ser de oro que es un metal blando que se funde a 1.064°C y tiene una densidad de $19,32\text{g}$.⁷



Figura 1. Incrustaciones metálicas.

2.2. Incrustaciones estéticas

Esta técnica se utiliza para restaurar dientes con lesiones pequeñas o medianas, en donde se exige estética.⁶

La porcelana dentaria es un vidrio de baja temperatura de fusión embebida con cristales de leucita, tiene como característica la friabilidad, la incapacidad de sufrir alguna deformación. Se puede fracturar cuando una carga es aplicada excediendo su límite elástico.⁸

Las cerámicas más indicadas para confeccionar inlays u onlays, existen las cerámicas feldespáticas y los vidrios ceramizados prensados (Empress, Ivoclar), además el sistema Cerec. La más antigua es la cerámica quemada sobre troquel refractario. Figura 2.⁹



Figura 2. Incrustaciones estéticas.

Cerámica feldespática enriquecida con óxido de aluminio.

Se presenta en bloques y está sinterizada a temperaturas entre 1.100 y 1.250 °C. Su microestructura está formada por partículas finas de cristal, que no se han disuelto en el vidrio fundido durante la cocción, homogéneamente incrustadas dentro de una matriz vítrea de feldespato. La resistencia de flexión es de 154 MPa. Se utiliza en los sistemas Celay, Ceramatic, Cerec. Permite la realización de incrustaciones. Figura 3.¹¹



Figura 3. Bloque de Vitablocs Mark II.

Vitrocerámica reforzada por leucita.

Se presenta en bloques. La resistencia de flexión es de 140 MPa. Se puede glasear y maquillar. La utiliza el sistema Cerec, y Kavo Everest. Permite la realización de incrustaciones estéticas. Figura 4.¹¹

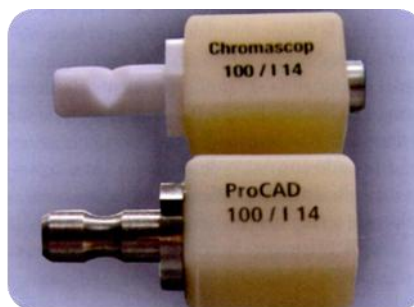


Figura 4. Bloques de cerámica ProCAD.



2.3. Coronas metálicas

Puede usarse para restaurar dientes con múltiples superficies axiales defectuosas. Proporcionan la máxima retención posible en cualquier situación.⁶

2.4. Coronas metal cerámicas

Se emplean para restaurar dientes con múltiples superficies axiales defectuosas. Son capaces de proporcionar una retención máxima y nos da una estética elevada. Se puede emplear como retenedor de una prótesis parcial fija en la cual puede ser necesario combinar el recubrimiento completo con un buen resultado estético.⁶

Una aleación ceramometálica debe tener suficiente espesor para prevenir su deformación. Las aleaciones ceramometálica no deben fundirse al aplicar la porcelana ni experimentar ninguna deformación producida por tensiones provocando una distorsión a temperaturas elevadas.

Existen dos tipos de clasificación de las aleaciones ceramometálicas: aleaciones preciosas y aleaciones de metales comunes.

Aleaciones preciosas.

Las restauraciones ceramometálicas originales contenían proporciones elevadas de metales nobles; son bastante resistentes a la oxidación y la corrosión. Los metales nobles son el oro, el platino, el paladio, el iridio, el rodio, el osmio y rutenio. Las aleaciones cerámicas son más duras y resistentes que las aleaciones de oro tipo I, tipo II, tipo III de la ADA. Las aleaciones cerámicas poseen un coeficiente de expansión térmica inferior a las de los tipos de aleaciones de oro.



Aleaciones de metales comunes.

Las aleaciones de metales comunes están compuestas por níquel, cromo, molibdeno, cobalto y berilio. Proporcionan un ajuste satisfactorio.

Aleaciones nobles de oro.

Son más débiles y menos resistentes. Son las más fáciles de colar y soldar, y poseen un color amarillo que ayuda a obtener los tonos dentales más claros. Estas aleaciones son las más caras debido a su elevado contenido de metales nobles.

Su composición es de 96-98% oro, 4-10% platino, 5-7% paladio.

Aleaciones nobles blancas.

Tienen propiedades mecánicas superiores; son más fuertes y más resistentes. Son fáciles de fabricar y menos caras. La plata puede hacer verdear ligeramente la porcelana, y debido al tono grisáceo de la aleación es más difícil conseguir tonos dentales claros.

Se componen de 80% de metales nobles, 51-54% oro, 26-31% de paladio; 14-16% plata.

Aleaciones de paladio plata.

Son fáciles de colar y soldar, poseen unas propiedades mecánicas aceptables. El coeficiente de expansión térmica de las aleaciones paladio plata es mayor que el de las aleaciones de oro. La plata que contienen puede hacer verdear la porcelana, por esta razón se debe utilizar opacador de



porcelana. Pueden absorber gases en su estado líquido y liberarlos después al solidificarse; esto puede ocasionar burbujas en la porcelana.

Contienen del 53-60% de paladio, 30-37% plata, 10% de metales comunes.

Aleaciones de paladio-oro.

Debido a sus propiedades mecánicas, a su facilidad de fabricación y a su exactitud dimensional, son las más prometedoras de todas las aleaciones nobles. Cuentan con un coeficiente de expansión térmica menor al de las aleaciones de oro, plata-paladio y que las nobles blancas. Estas aleaciones tienen el color oro blanco.

Contienen 90%de metales nobles, 45-52% oro, 38-45% paladio; 10% de metales comunes.

Aleaciones de níquel cromo.

Estas aleaciones están formadas por níquel, cromo, molibdeno y berilio. Las aleaciones que contienen berilio se cueban mejor y proporcionan una fuerza de unión entre la porcelana y el metal muy superior al de las aleaciones que no contienen berilio. Estas aleaciones son muy duras. Poseen un modulo de elasticidad muy elevado y funden a una temperatura superior a la de los demás grupos de aleaciones. La presencia de níquel conlleva un cierto riesgo de hipersensibilidad en pacientes alérgicos, y el pequeño contenido de berilio añade el riesgo de toxicidad por berilio en el laboratorio dental si no se utiliza una ventilación adecuada. Se pueden conseguir unas restauraciones adecuadas cuando no existen problemas de hipersensibilidad.

Contienen 60-82% níquel, 2-9% molibdeno, 0-2% berilio.



Aleaciones ricas en paladio.

Son muy duras y poseen un módulo elástico muy elevado. Se cuelean peor que las aleaciones de oro y requieren más pericia técnica durante el proceso de fabricación en el laboratorio.

Se componen de 76-88% de paladio, 0-2% de oro, 0-1% de plata y 12-22% metales comunes.

Titanio.

Es de color blanco. Para cubrirlo de cerámica se necesita una porcelana especial de bajo punto de fusión y un adhesivo.¹⁰

2.5 Coronas libres de metal

Esta corona es la más adecuada cuando se trata de combinar un recubrimiento completo y una estética máxima. No son tan resistente a la factura como las coronas metal cerámicas, su uso se limita en casos en las que las fuerzas que se producen sean bajas o moderadas.⁶

En las restauraciones de cerámica dental, existen factores asociados a la iniciación y propagación de grietas, la forma de la restauración; falta de homogeneidad microestructural; tamaño y distribución de las

imperfecciones de la superficie; la tensión residual y el estrés, inducidos por el pulido y procedimientos térmicos. Figura 5.



Figura 5. Coronas de zirconia.

Vitrocerámica de disilicato de litio.

La microestructura de esta cerámica consiste en un 40% de cristales de metasilicato de litio, en una matriz vítrea. El tamaño de las partículas de los cristales está entre 0,2-1,0 μm . Estos bloques parcialmente cristalizados una vez son mecanizados por el sistema Cerec y Kavo Everest, terminan su cristalización con una cocción a 850°C, siendo ahora su estructura de 70% de granos finos de cristales de silicato de litio. La resistencia de flexión es de 360 ± 60 MPa. Está indicada para realizar copias de coronas de dientes anteriores y premolares. Figura 6.



Figura 6. Bloque de cerámica IPS e.max CAD.

Cerámica de óxido de aluminio magnesio.

Esta cerámica se presenta en bloques sinterizados porosos para ser elaborados con el sistema Celay, Cerec. Debe infiltrarse por vidrio. La resistencia de flexión es de 300 ± 70 MPa. Se utiliza para coronas de dientes anteriores según la técnica In-Ceram. Figura 7.¹¹



Figura 7. Bloque de cerámica Vita In-ceram Spinell Blanks.

Cerámica de óxido de aluminio.

Esta cerámica se presenta en bloques sinterizados que serán procesados por sistemas Celay, Ceramatic, Cerec, Etkon, DCS, Procera. La resistencia de flexión es de 500 MPa. La realización de coronas y puentes de tres unidades.

Cerámica de óxido de aluminio zirconio.

También llamada zirconia. Se presenta en bloques presinterizados para ser mecanizada por los diferentes sistemas. Su resistencia de flexión es de 600 MPa. Permite la realización de coronas y puentes de tres unidades en el sector posterior.



Cerámica de óxido de zirconio estabilizado con itrio.

Esta cerámica se presenta en bloques presinterizados y solo puede ser fresada por sistemas que tengan la capacidad de conversión, la estructura una vez fresada es un 20-30% mayor que el resultado final cuando esté totalmente sinterizada a una temperatura de 1.300-1.500°C. La resistencia de flexión está entre 900 y 1.400 MPa. Permite la realización de coronas y estructuras sobre implantes. Figura 8.¹¹

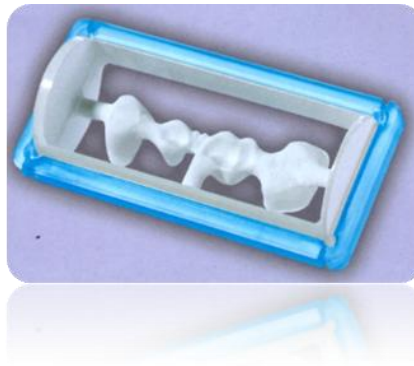


Figura 8. El cercon base con una estructura fresada.



CAPÍTULO 3 ACCESO ENDODÓNCICO

La construcción de coronas de calidad debe tener en cuenta la relación de oclusión con el diente opuesto, como consideración primaria. Se puede construir una corona artificial con cualquier forma, diámetro, altura o ángulo; la variación de esta corona puede destruir la relación visual con el verdadero eje longitudinal.

El acceso en estos dientes con restauraciones protésicas exige la excavación importante del material de relleno, las caries y la estructura dental calcificada. El acceso coronal se obtiene la mayoría de las veces a través de múltiples capas de materiales colocados.

Los dientes inclinados en los que se han colocado coronas pueden crear situaciones de acceso difícil, si el clínico usa como guía la anatomía de la corona artificial. Es posible que los orificios de los conductos estén ocultos.

El acceso a través de una corona artificial se debe obtener con refrigeración, incluso cuando se usa el dique de hule. El calor generado por la fricción podría dañar los tejidos blandos adyacentes, incluyendo el ligamento periodontal; si el diente ha sido anestesiado o carece de vitalidad, el paciente no percibe el dolor. Una vez obtenida la penetración se puede utilizar una fresa redonda afilada y avanzar hacia la cámara pulpar. Las limaduras del metal y los residuos procedentes de la cavidad de acceso se deben eliminar con frecuencia puesto que las esquirlas pequeñas pueden provocar obstrucciones grandes en el conducto radicular fino.

Una vez obtenido el acceso suficiente, el clínico debe examinar los márgenes y los espacios internos en busca de caries y filtraciones. También se debe explorar el suelo de la cámara pulpar para detectar posibles signos de fractura o perforación. En ocasiones la caries se puede eliminar a través de



la cavidad del acceso oclusal, y es posible una restauración apropiada del diente. El interior de la corona puede ser una sorpresa que contenga desde caries extensas hasta dentina intacta.

El acceso ideal sólo se puede conseguir mediante la eliminación total de todos los materiales de restauración. En el caso de coronas de oro o de porcelana y metal fundidos, las restricciones financieras pueden influir en la elección del acceso. En estos casos, el clínico debe informar al paciente de los riesgos potenciales, puede sufrir una perforación o fractura. El clínico debe acceder de forma cuidadosa a través de la restauración existente, si la abertura del acceso resulta insatisfactoria, será necesario eliminar por completo la restauración y preparar otra nueva después de haber realizado el tratamiento endodóncico.

3.1. Preparación de la cavidad de acceso en los incisivos y caninos superiores

Los incisivos central y lateral superiores tienen anatomías similares. Poseen una raíz redonda y una corona con forma de pala. La proyección del eje central sale en un punto incisal respecto a la superficie lingual. La preparación ideal del acceso corresponde a un triángulo ovoide o redondeado en la superficie lingual del diente, con una ligera curva en sentido lingual para evitar la reducción del borde incisal. La colocación de un poste requerirá una preparación más recta, que puede afectar el borde incisal. Figura 9.



Figura 9. Incisivos superiores.

El canino superior es similar, pero tiene una raíz con forma más oval. La preparación del acceso se adapta a esa forma, con una preparación ovoide en la superficie lingual. Figura 10.



Figura 10. Canino superior.

3.2. Preparación de la cavidad de acceso en los incisivos y caninos inferiores

Los incisivos inferiores pueden ser más problemáticos. Son significativamente más anchos en la dimensión labiolingual que en la mesiodistal. Puesto que existe menos estructura dental de lo que podría sugerir la corona, se debe tener cuidado para evitar la perforación lateral. La sección transversal puede ser un ovoide alargado hasta una forma ligeramente similar a la de un reloj de arena. Figura 11.



Figura 11. Incisivos inferiores.



3.3. Preparación de la cavidad de acceso en los premolares superiores

Los dos premolares superiores requieren un diseño similar de la preparación de acceso. Más sin embargo, el primer premolar suele tener dos raíces y el segundo premolar una, la preparación es ovoide y dirigida a través del centro de la superficie oclusal.

El primer premolar es frecuente una concavidad mesial. Se necesita una preparación conservadora del conducto para evitar la perforación hacia el lado mesial. Figura 12.

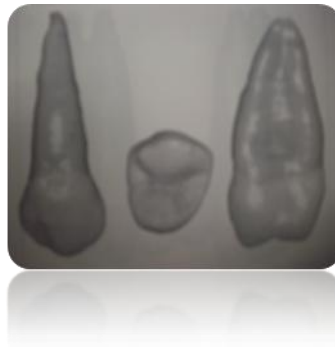


Figura 12. Premolares superiores.

3.4. Preparación de la cavidad de acceso en los premolares inferiores

Los premolares inferiores tienen una sección transversal redondeada. El conducto primario suele estar localizado en el centro de la raíz. Aunque estos dientes suelen tener un conducto. Una proyección de la línea central del conducto suele salir del diente en la cúspide bucal desde el surco central y afecta a la cresta de la cúspide. La cara oclusal del premolar inferior rara vez es perpendicular al eje largo de la raíz. Si la fresa se alinea perpendicular a la

superficie oclusal, se puede producir una perforación hacia el lado bucal.
Figura 13.



Figura 13. Premolares inferiores.

3.5. Preparación de la cavidad de acceso en los molares Superiores

La preparación del acceso en los molares superiores se describe como una forma triangular que conecta las proyecciones de las líneas de los conductos mesiobucal, distobucal y lingual. La raíz mesiobucal del molar superior es la más compleja de toda la dentición. La forma del contorno tradicional se debe modificar hacia una forma más trapezoidal, se extiende en sentido mesial.
Figura 14.



Figura 14. Molares superiores.

3.6. Preparación de la cavidad de acceso en los molares inferiores

El contorno del acceso en los molares inferiores debe ser una extensión de las proyecciones de los conductos hasta la superficie oclusal. Si el diente tiene un solo conducto distal, la forma del contorno será habitualmente triangular. Si existen dos conductos distales, el contorno es más trapezoidal. Figura 15.

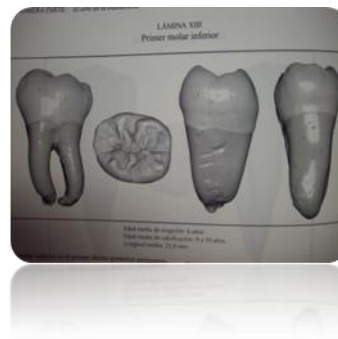


Figura 15. Molares inferiores



CAPÍTULO 4 RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS MATERIALES PROTÉSICOS

Durante la cocción la cerámica se contrae sobre la cofia metálica ejerciendo una fuerza sobre los márgenes de ésta tendiendo a reducir el perímetro.

La resistencia a la fractura de la aleación es una propiedad de esencial importancia tanto durante la cocción de la cerámica durante la función en boca. Durante la cocción la cerámica se contrae sobre la cofia metálica ejerciendo una fuerza sobre los márgenes de esta tendiendo a reducir el perímetro.

4.1. Aleaciones de cobalto cromo

La ADA acepta este tipo de aleaciones siempre cuando cumpla satisfactoriamente los requisitos sobre toxicidad, hipersensibilidad y corrosión. Se especifica que debe establecer los valores mínimos para la elongación 1.5%.

La resistencia a la flexión de 500 MPa y un módulo elástico de 170 GPa. Se considera que las aleaciones dentales deben tener como mínimo una resistencia a la flexión de 415 MPa para poder soportar la deformación permanente.

4.2. Aleaciones de níquel cromo

Su valor para la elongación es de 1.5%. La resistencia a la flexión de 500 MPa y un módulo elástico de 170 GPa.



4.3. Aleaciones de titanio

Estos materiales tienen importantes aplicaciones en odontología debido a la resistencia del metal a la degradación electroquímica, a la respuesta biológica benigna que induce, a su peso relativamente bajo y a su densidad, su módulo de elasticidad y a sus resistencias tan elevadas.

Tiene una resistencia a la flexión de 974 a 1.119 MPa, la resistencia final es de 1.025 a 1.152 MPa.

4.4. Amalgama

Las propiedades fundamentales de la amalgama dental incluyen el cambio dimensional, la resistencia a la compresión y la resistencia a la corrosión. Dependiendo de la composición, la microestructura y la manipulación de la amalgama.

La resistencia a las fuerzas de compresión es la más favorable de las características de resistencia de la amalgama. Dado que la amalgama es más resistente a la compresión y menos a la tracción y al cizallamiento.

Los materiales de composición única con alto contenido de cobre poseen la mayor resistencia inicial a la compresión más de 25 MPa.

Tiene una resistencia a la compresión de que permite al comprimir una muestra cilíndrica 1 hora después de haber fraguado a una velocidad de .25 mm/min, de 80 MPa. La variación dimensional que experimenta una muestra entre los 5 minutos y las 24 horas debe ser el orden de $\pm 20\mu\text{m/cm}$.



4.5. Resinas

Este material está construido de por una matriz de dimetacrilato de uretano con un copolímero acrílico, rellenos microfinos de sílice y un sistema fotoiniciador.

La resistencia transversal oscila entre 78 y 92 MPa, la resistencia transversal es la combinación de la resistencia a la compresión y a la tracción.

La resina resistente a los impactos no tiene una dureza de fractura. Son muy tenaces a la fractura.

4.6. Porcelana

La resistencia transversal de la porcelana oscila entre 62 y 90 MPa. La resistencia al cizallamiento es de 110 MPa y la resistencia a la tracción diametral es inferior a 34 MPa.

La resistencia a la compresión es de unos 172 MPa, el módulo elástico alcanza los 69 GPa y la dureza de Knoop es de 460 kg/mm².

Las nuevas porcelanas también son muy resistentes a la compresión y se pueden usar en las superficies oclusales de las restauraciones. Las restauraciones que se utilizan para las restauraciones ceramometálicas tienen una resistencia a la tracción de 35 MPa, una resistencia a la compresión de 860 MPa, una resistencia de cizallamiento de 120 MPa y una resistencia transversal de 60 MPa.

Pocos estudios han comparado la resistencia de las restauraciones estéticas después de la terapia endodónico. Stokes evaluó la resistencia a la fractura de las coronas de cerámica reparado con y sin un material silano y,



posteriormente, la resina compuesta. 30 idénticas coronas de los incisivos superiores centrales fueron divididos en 3 grupos: 10 coronas dejado intacto a actuar como grupo de control 10 accesos endodóncicos con el material de reparación de resina compuesta, y 10 accesos endodóncicos con un agente silanizado antes de la reparación de un adhesivo de resina compuesta. Las coronas de control intactos eran más fuertes que los de los grupos de reparación mientras que no hubo aumento significativo de la resistencia a la fractura con el uso del agente de silano. En un segundo estudio, Hachmeister estudió el acceso endodónico en las restauraciones de amalgama compleja que fueron reparadas con amalgama. Los autores encontraron que la restauración de reparaciones para ser significativamente más débil que el original sin restaurar las restauraciones de amalgama compleja. Aunque no es la evaluación de las aberturas de acceso endodónico, un estudio similar fue hecho por Torrado comparó la resistencia a la fractura de porcelana con endopostes y el método de los implantes con coronas de cerámica y metal soportadas. Los autores encontraron que una fuerza significativamente menor fue resistente a la fractura de los endopostes con la restauración de coronas con una abertura de acceso de 2,5 mm en el centro de una corona de 5 mm de diámetro de las coronas totalmente cementadas.

El acceso endodónico a través de todas las coronas de cerámica puede crear una variedad de defectos, algunos de los cuales pueden tener el potencial de causar el fracaso de la restauración. Por lo tanto, antes de cualquier tratamiento que se lleve a cabo y antes de la preparación de la corona y cualquier tratamiento endodónico es necesario comunicarle al paciente los posibles fracasos que pueden ocurrir al hacer el acceso endodónico.



CAPÍTULO 5 MATERIALES DE RESTAURACIÓN PARA UNA CORONA DESPUÉS DEL ACCESO ENDODÓNCICO

5.1. Núcleos de metal colado

Los núcleos colados son indicados para dientes con menor remanente coronario, especialmente en la altura. La existencia de diversos materiales en la porción coronaria podría llevar a mayores fracasos.¹³

El uso de núcleos y postes de metal colado es un método tradicional y de eficacia demostrada para restaurar dientes sometidos a endodoncia. El núcleo constituye una extensión integral del poste; los núcleos del metal no dependen de ningún medio mecánico para su retención con el poste. Estos sistemas evitan el desplazamiento de la corona y del núcleo con respecto a la raíz y el poste cuando aún se conserva una mínima cantidad de tejido remanente. Los metales nobles no son susceptibles a la corrosión y las aleaciones ceramicocerámicas presentan mayor rigidez y menor deformación de la dentina. Los postes y los núcleos colados aportan características antirrotatorias con preparaciones excéntricas en la dentina, pins de retención o collares cervicales en la base del núcleo.¹⁴

Las características antirrotacionales incrementan la retención del núcleo y de la corona. Estos elementos pueden utilizarse cuando las fuerzas que actúan sobre el diente ponen en peligro la retención entre el poste y el núcleo.

La fabricación de un gran núcleo en contacto con un poste de pequeño diámetro puede producir porosidad en la interfase con el poste y el núcleo.

La fractura del metal en esta interface durante la función hará que fracase la restauración. Están contraindicados todos los intentos por evitar la



fabricación de núcleos sobre los postes de acero inoxidable. Los procedimientos de calentamiento y colado necesarios degradaran las características físicas del acero inoxidable. Las características finales de este tipo de restauración del poste y el núcleo no le permitirán soportar las fuerzas que se producen en situaciones clínicas durante el periodo de tiempo suficiente.

Las ventajas de los núcleos colados son:

- Mejor adaptación;
- Buena rigidez;
- Espesor de radiopacidad;
- Menor película de cemento.

Las desventajas de los núcleos colados son:

- Dos sesiones clínicas;
- Costo del laboratorio;
- Puede causar efecto de cuña debido a la forma cónica;
- Color desfavorable.¹²

5.2. Núcleos de amalgama

La amalgama dental es un material clásico para la fabricación de núcleos y se asocia con la prolongada historia de los buenos resultados clínicos. La amalgama es muy estable ante las agresiones funcionales y térmicas por lo que transmite una presión mínima a la estructura dental remanente, al cemento y a los márgenes de la corona. Cuando se utiliza con agentes de adhesión a la dentina, el sellado del diente con la aleación puede mejorarse incorporando una capa de resina que se adhiera químicamente a la dentina y al metal. La baja microfiltración resultante elimina la recidiva de la caries y la



contaminación endodóncico coronal y apical. Debido a su elevada resistencia de compresión y a la tensión y su elevado rango de elasticidad, la amalgama dental es un buen material para la fabricación de los núcleos.

La amalgama es fácil de manipular y cristaliza con rapidez. La aplicación de un núcleo de aleación de elevado contenido de cobre y cristalización rápida permite preparar la corona definitiva en la sesión terapéutica inicial, su resistencia inicial sería un poco baja. Los núcleos de amalgama ofrecen una elevada retención cuando se utilizan con postes prefabricados en los dientes posteriores, la fuerza necesaria para desplazarlos es mayor que la precisa para desplazar los postes y núcleos de metal fraguado. Se debe a la elevada retención mecánica de la amalgama a los méritos del poste y el diente. La amalgama adherida muestra una moderada capacidad de retención a la dentina e incrementa la resistencia de los dientes restaurados.

Su desventaja de este material es la corrosión y el cambio de coloración de las encías o de la dentina remanente. Puede ser utilizado en todos los dientes en los que sea posible aplicar un volumen suficiente de amalgama para aportar la resistencia necesaria.

5.3. Núcleos de composites resinosos

La preparación de la restauración final se logra con facilidad durante la sesión de la aplicación del núcleo. Las propiedades del composite con respecto a la microfiltración y a su retención a la estructura del diente dependen del agente de adhesión intermedio, debido a que el composite resinoso por si solo carece de la capacidad a la autoadherencia a la estructura dental. La contracción de polimerización y la retracción de los composites resinosos fotopolimerizados no adheridos a la dentina pueden provocar soluciones de continuidad marginales o microfisuras y una microfiltración en el núcleo. Figura 16.



Figura 16. Núcleo de composite resinoso.

El composite resinoso ha experimentado un considerable desarrollo y mejora en cuanto a sus características físicas y resistencia de adhesión.

5.4. Núcleos de relleno

Los núcleos de relleno son hechos con la aplicación de materiales de relleno asociados o no a sistemas de retención coronarios o radiculares.

Sistemas de postes prefabricados.

Los postes prefabricados son clasificados de diferentes maneras, según la forma el material y la superficie. Son relación a la forma pueden ser cónicos o cilíndricos. De acuerdo a su superficie son activos o pasivos. Los postes activos se presentan fijación mecánica a la dentina a través del sistema de rosca o por la resistencia de la dentina durante su inserción. Los postes pasivos no presentan anclaje en la dentina, manteniéndose en posición a través de la cementación o adhesión.

Las características deseables de un sistema de postes prefabricados son las paredes paralelas; con dientes o superficie rugosa, pasivos; con diámetro menor que 1, 3 mm o diámetro máximo de un tercio de ancho vestíbulo



lingual y mesiodistal de la raíz a ser restaurada; radiopacos; estéticos, en las restauraciones totalmente estéticas.

Los postes cónicos tienen efecto de cuña, y los postes paralelos distribuyen las fuerzas uniformemente en la raíz.

Los sistemas de postes activos son metálicos. Inducen el estrés en la instalación y en función, estando las fuerzas controladas alrededor de las roscas que se fijan en la dentina. Los postes activos son empleados para suplir la retención del anclaje intrarradicular. Los sistemas de postes pasivos utilizan técnicas adhesivas a la cementación. Los sistemas de núcleos adhesivos presentan la tendencia a sufrir microfiltración.

Los postes metálicos prefabricados son totalmente contraindicados en prótesis sin metal por que el material de relleno coronario puede ser estético. Lo más importante es que sean biocompatibles y también que no sufran cambios estructurales en el contacto con los fluidos orales deben evitarse postes fabricados con aleaciones que puedan sufrir corrosión.

Lo ideal es utilizar postes de materiales inertes químicamente y con buenas propiedades óptimas favoreciendo la estética. Los nuevos materiales estéticos para las restauraciones desarrollan sistemas de anclaje intrarradicular con propósito estético: zirconio, fibra de carbono, fibra de vidrio y fibra de cuarzo.

Los postes de zirconio fueron desarrollados con zirconio tetragonal. Poseen resistencia a la flexión de aproximadamente 1400 MPa y su apariencia estética es muy buena. La desventaja es la incompatibilidad química con las resinas compuestas, el material de relleno más utilizado en la actualidad. Se puede suplir esta deficiencia existen anillos prefabricados de zirconio que pueden ser pegados a la porción coronaria para facilitar la reconstrucción.

Pueden ser utilizados con resina compuesta como material de relleno y también tener porcelana fundida en la porción coronaria.

Los postes de fibra su resistencia a la fatiga es de aproximadamente 1440 MPa, dos o tres veces mayor que el titanio. Esta rigidez de la fibra de carbono hace que un poste de pequeño diámetro sea altamente resistente a la fractura cuando es comparado con los postes metálicos del mismo diámetro. Puede existir un mayor remanente de la estructura radicular, lo que es muy conveniente para mejorar la resistencia de los dientes tratados endodónticamente. El módulo de elasticidad lateral es de 21 GPa, semejante al de la dentina (28 GPa) teniendo una transmisión de fuerzas más uniformemente a la superficie radicular y al periodonto. Tiene la gran ventaja de radiopacidad. Figura 17.



Figura 16. Poste de fibra de vidrio.

Los postes de fibra de vidrio la resistencia es la misma que los postes de titanio con la ventaja de que pueden ser removidos con el uso de los instrumentos rotatorios convencionales.

La amplia utilización de resinas compuestas como material de relleno favorece los sistemas de composición química compatibles para que ocurra una unión química entre el material del poste y el relleno.



La resina compuesta puede ser preparada inmediatamente, tiene un bajo módulo de elasticidad provocando que haya deformación permanente de la resina en las cargas oclusales provocando en ocasiones daños los márgenes de las restauraciones, causar la degradación de los cementos o permitir la transmisión de esfuerzos directamente con el poste. La transmisión de esfuerzos ocurre en una región más apical en los rellenos con resina compuesta cuando se les compara con núcleos metálicos, en estos la concentración de esfuerzos se dan en la porción cervical.

La contracción de polimerización fue minimizada con relación al diente por los nuevos adhesivos dentinarios pero pueden ser creados espacios en las interfases entre la resina compuesta y el poste. La alta absorción de humedad compromete la estabilidad dimensional. El coeficiente de dilatación térmica es de 2 a 10 veces más elevando que el del diente ocurriendo una mayor variación dimensional en la resina compuesta que en el diente cuando hay variación de temperatura. El intervalo de las temperaturas a que los núcleos están sujetos es menor que el de las resinas compuestas utilizadas como restauraciones debido a la interposición de la restauración coronaria, puede ser una inlay, onlay, coronas parciales o coronas totales. Los cambios de temperatura del material de relleno son diferentes de los que están directamente sobre el mismo, esta influencia todavía no está bien establecida. La inestabilidad dimensional causa la dislocación del núcleo o la pérdida de la restauración.

El uso de resinas compuestas como un material de relleno favorece la contención para el límite de la preparación cuando el núcleo esté sujeto a las cargas laterales.

El ionómero de vidrio presenta como ventajas la biocompatibilidad, resistencia a la corrosión, la liberación de flúor, la adhesión a las estructuras dentinarias, la facilidad de manipulación. Sus desventajas son la interferencia



al grado de humedad del medio en la estabilidad dimensional, la friabilidad, la baja dureza, la baja resistencia a la tracción y a la flexión y la baja resistencia a la deformación, lo que provoca microfisuras en este material, dejando frágil las interfaces diente ionómero e ionómero poste. El ionómero híbrido tiene características mejoradas con la relación al cemento de ionómero vítreo convencional, como la dureza; siendo aún inferiores a las de las resinas compuestas modificadas. El ionómero vítreo solo puede ser utilizado en rellenos poco susceptibles a fuerzas de tracción y de deformación, como en las preparaciones de las inlays y onlays, y teniendo un buen control e la humedad. El uso para poder ser llevado a cabo debe de existir aun remanente coronario por los esfuerzos laterales a que estará sometido.¹³

5.5. Núcleo aluminoso

La resistencia de la restauración es el resultado del elevado contenido en alúmina de su material nuclear. Este material relativamente opaco, se aplica una delgada película sobre la superficie labial; a la superficie lingual se le añade el máximo volumen posible para aumentar la resistencia.¹⁵



CAPÍTULO 6 TOMA DE IMPRESIONES DEFINITIVAS

La toma de impresiones definitivas es el paso para la fabricación de las restauraciones en prótesis fija. La obtención de los modelos deben de reproducir de manera lo más exacta y posición de los dientes pilares. Para tomar una buena impresión definitiva es necesario exponer bien los márgenes para que el material fluya a estos, obteniendo también el registro del surco gingival y utilizar el material de impresión adecuado. El material de impresión elegido deberá presentar una buena estabilidad dimensional así como recuperación elástica.¹¹

6.1. Material de impresión

En el momento de tomar la impresión definitiva hay que elegir el material que sea capaz de reproducir lo más fielmente posible tanto en la forma de la posición de los pilares en la boca del paciente. Tanto las siliconas de adición como las de condensación, los poliéteres o los hidrocoloides son perfectamente validas.

Se necesita una estabilidad dimensional es necesaria, ya que no siempre se puede realizar el vaciado de la impresión cuando sería deseable debido a los problemas de tiempo en la consulta.

La recuperación elástica es fundamental debido a que cuando se desinserta la impresión ésta se deforma como consecuencia de los movimientos de basculación que se realizan para retirarla de la boca y por las zonas retentivas que presentan los dientes y en las cuales se introduce el material de impresión.



Silicona de condensación.

La formación del elastómero ocurre a través de una reacción cruzada entre el polímero de silicona y un silicato alquílico. Estas son muy utilizadas por los profesionales por facilidad del trabajo y técnica de impresión. Su baja resistencia al rasgado, mayor deformación que otros elastómeros y distorsión exagerada cuando es almacenada para vaciarla posteriormente.¹⁶

La reacción de condensación se produce por la eliminación del etil o metil alcohol. Se cree que la evaporación de este alcohol es el responsable de la contracción del material y de la consiguiente baja estabilidad dimensional. Las impresiones de silicona deben vaciarse después de retirarlas de la boca.

Algunos materiales de silicona por condensación emplean una masilla de consistencia dura rebasada con una delgada capa fluida. La masilla tiene un contenido de relleno de sílice del 75%, que es más del doble que en la silicona fluida. El cambio dimensional es mucho menor en el grueso de la impresión. Se toma una impresión preliminar con la masilla de consistencia dura de alto relleno en una cucharilla estándar.

La precisión de la masilla es bastante satisfactoria con un efecto mínimo si se retarda el vaciado hasta 6 horas.

Siliconas por Adición.

Son conocidas como polivinilsiloxanos. Constan de dos componentes:

El primero contiene un prepolímero en el cual alguno de los grupos metil ha sido sustituido por grupos vinilo (vinilsiloxanos), un relleno de refuerzo y una sal de platino que cataliza la reacción.

El segundo consta de un prepolímero de polidimetilsiloxano, en el que algunos de los grupos metil han sido sustituidos por hidrógeno, además de un relleno de refuerzo.^{11, 17}

Algunos productos contienen surfactantes que disminuyen la tensión superficial y convierten las siliconas de adición, en más hidrófilas pero sin llegar a serlo del todo.

El polivinil siloxano es el que resulta menos afectado por los posibles retrasos en el vaciado, o por los segundos vaciados, conservando su precisión.⁶

Las siliconas de adición se presentan en dos consistencias: la masilla, con una mayor estabilidad dimensional, y la pasta fluida, con una mayor capacidad de reproducción del detalle. Figura 17.¹¹



Figura 17. Silicona de adición fluida.

Es preferible utilizar la técnica de la doble impresión o técnica de dos pasos, con el fin de confeccionar una cubeta individual con la masilla y destinar la

pasta fluida a la reproducción exacta de la superficie de los muñones y de las preparaciones marginales. Figura 18.

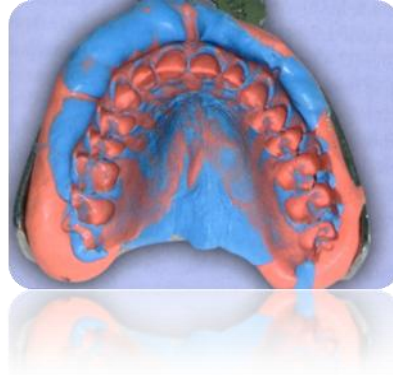


Figura 18. Técnica de impresión toma en dos pasos.

Las dos pastas pueden envasarse en tubos separados o pueden colocarse en un cartucho con dos cañones gemelos. Éste se coloca en un dispensador que permite extruir el contenido de los dos cañones a través de una punta de mezcla con múltiples aspas o lengüetas que mezclan los dos materiales. Las pistolas de mezcla se han convertido en un método muy popular de dispersar y combinar el material, puesto que eliminan la necesidad de una espátula o un papel de mezcla.⁶

En los últimos años han aparecido materiales de una única consistencia o siliconas monofásicas que suelen ser materiales de consistencia media y tener unas propiedades entre la pasta fluida y la masilla. Figura 19.



Figura 19. Silicona de adición monofásica.



El cambio dimensional a las 24 horas es un 20% mayor que el de la masilla, la distorsión bajo compresión es el doble del de la masilla, la recuperación elástica es similar a la de la fluida, y la reproducción del detalle es algo menor que la de la fluida. Debido a su mayor viscosidad, no tiene la misma capacidad de penetrar en el surco gingival que tiene la pasta fluida.¹¹



CONCLUSIONES.

El odontólogo debe considerar los posibles problemas en los tejidos dentarios y estructuras adyacentes, posibles filtraciones y fracturas o perforaciones que pueden ser causadas en las restauraciones protésicas al hacer un acceso endodóncico a través de ellas y ser conscientes en que se le debe de comunicar al paciente las alternativas viables contemplando el pronóstico más favorable posible para él.

La evolución de los materiales dentales en las últimas décadas han permitido mejorar las técnicas y las restauraciones estéticas al lograr que los materiales cada vez sean más semejantes a los dientes naturales y más resistentes, logrando restaurar un acceso endodóncico que permita reconstruir el efecto de un tratamiento clínico obligado.

Con este trabajo podemos identificar que los diferentes materiales usados en las reconstrucciones de accesos endodóncicos poseen diferentes resistencias y comportamientos clínicos, debido a ésto es necesario considerar cual es mejor tratamiento posterior al acceso endodóncico sobre una corona y así colocar el material adecuado que nos dé un buena resistencia y excelente sellado marginal obteniendo el mejor comportamiento funcional.

Aún no existe un material específico para la obturación de las coronas después de haber realizado un acceso endodóncico ya que no todas cumplen cabalmente los requisitos, sin embargo hay diversas opciones con las que se puede lograr un tratamiento de reconstrucción exitoso.

Todos los materiales utilizados poseen muy buena resistencia a la fractura, la elección del tipo de material más conveniente dentro de éstos, Todos los materiales utilizados poseen muy buena resistencia a la



fractura, la elección del tipo de material más conveniente dentro de éstos, dependerá de la situación clínica particular del paciente de tal forma que tenga dicha reconstrucción mayor longevidad.

Para lograr el mejor tratamiento para nuestro paciente es necesario verificar cuales son los mejores materiales para cumplir nuestras expectativas logrando un buen sellado de las coronas y que éstas sean resistentes para cumplir las funciones necesarias de una restauración exitosa.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Galeote, F. Domínguez, A. Cañadas, D. Aprovechamiento de raíces en prostodoncia fija. Rev. Europea de odonto- estomatología. Vol. 14. No. 3:129-136. 2002.
2. Sedano, C. Rebollar, F. Alternativas estéticas de postes endodóncico en dientes anteriores. Asoc. Dental Ame. Vol. 58. No. 3, mayo-junio:108-113. 2001.
3. Mallat, Ernest. Prótesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario. Madrid, España. Elsevier, 2007. pp. 187.
4. Jordan, R.J. Clinical evaluation of porcelain laminate veneers: a four year recalls report, J Esthet Dent. pp. 1-126, 1989.
5. Valdivia, J. Bombardiere, P. Bustamante, J.A. Soporte científico de las coronas Procera All Ceram una revisión Bibliográfica Revista de prótesis osteointegrada 1999. 3:57-64.
6. Shillengburg, H. T. Sumiya, Fundamentos esenciales en prótesis fija, quinsence books. Tercera edición, 2002. pp.73-402.
7. Graic, Robert, Materiales de odontología restauradora, Harcourt, Brace, 10 ed., Madrid, España, 1998. pp.383-435.
8. Craig, R. G. Restorative Dental materials, 11 ed. St. Louis, Elsevier, 2002. pp. 408-424.



9. Magne, P. Belser, U. Restauraciones adhesivas de porcelana en la dentición anterior, Editora Ltda., 2003. pp. 296.
10. Ascheim, K Dale, B. Odontología estética. Una aproximación clínica a las técnicas y los materiales. Ediciones Harcourt, S. A. Madrid, España 2002. PP. 113-135.
11. Mallat, E. Santos, A. Casallenas, J.M. Serra, M. Hernández, F. Baldomá, P. Plá, R. Cadafalch, E. Prótesis fija estética. Un enfoque Clínico e interdisciplinario. Elsevier España, 2007. pp.73-319.
12. Cohen, S. Burnus, R. Vías de la pulpa. Elveiser, España, 8ª. Ed. 2008. pp.169-225.
13. Bottino, M. Ferreira, A. Miyashita, E. Giannini, V. Metal Free. Estética en rehabilitación oral. Ed. Milton Hecht, 2001. pp. 67-121.
14. Hemmings, k. King, P. Resistance to torsional forces of various post and core desings, J Prosther Dent 325, 1991. pp. 202-250.
15. Rosenstiel, S. Land, M. Fujimoto, J. Prótesis fija. Procedimientos clínicos y de laboratorio. Salvat editores. Barcelona. 1991. pp.162-180.
16. Pegorado, L. F. Lins, A. Reis, C. Bonante, G. Rodríguez, P. Bonanchela, V. Prótesis Fija, Editoras Artes médicas Ltda. 2001. pp. 149-175.
17. Ciche, G.J. Pinault, A. Prótesis fija estética en dientes anteriores, Barcelona España, Masson, 2000. pp. 161-175.

