



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CAD-CAM. Uso en el diseño y fabricación de prótesis
parcial removible.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

ANDREA MARIANA SERRANO GUILLEN

TUTOR: Esp. CECILIA LEÓN BARRIENTOS

ASESOR:

MÉXICO, Cd. Mx.

Abril de 2023



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.

Este espacio es para agradecer:

En primer lugar, quiero agradecer a mi casa de estudios la Universidad Nacional Autónoma de México por brindarme el honor de estudiar y poder decir que soy orgullosamente UNAM.

Y en segundo lugar a mi segundo hogar la Facultad de Odontología por darme todas las enseñanzas, lecciones y aprendizajes que se obtienen día a día.

Agradezco a mi papá por brindarme su total apoyo y confianza en que podría sacar adelante la carrera y por brindarme el soporte material y económico para poder concentrarme en los estudios y nunca abandonarlos.

Agradezco a mi mamá porque siempre me ha apoyado incondicionalmente para poder cumplir todos mis objetivos personales y académicos. Le agradezco por el gran amor que tiene por mí y enseñarme la perseverancia.

Agradezco a mis hermanos por su confianza durante la universidad y por enseñarme a ser una mejor hermana, por su amor y cariño.

Todos ellos son los que con su cariño me han impulsado siempre a perseguir mis metas y nunca abandonarlas frente a las adversidades.

A mis amigos Manuel, Yekaterina, Fernanda y Said por acompañarme durante la etapa escolar y por esos momentos felices y divertidos fuera de ella.

A mi tutora la Dra. Cecilia León Barrientos por apoyarme y estar detrás de cada paso de la tesina

A mis profesores por aportar sus conocimientos y siempre dar ejemplo de la responsabilidad de esta maravillosa carrera, así como el amor por la misma.

“Por mi raza hablará el espíritu”

Orgullosamente UNAM

Índice

Introducción	1
Objetivos	2
Capítulo 1 Edentulismo	3
1.1 Clasificación de Kennedy.....	3
1.2 Reglas de applegate.....	4
Capítulo 2 Prótesis parcial removible	6
2.1 Definición.....	6
2.2 Tipos básicos de prótesis.....	6
2.3 Componentes.....	6
2.3.1 Conectores.....	6
2.3.1.1 Conector mayor.....	6
2.3.1.2 Conector menor.....	11
2.3.2 Retenedores.....	11
2.3.3 Apoyos oclusales.....	19
2.3.4 Base.....	19
2.3.5 Pónticos.....	21
2.4 Indicaciones.....	23
2.5 Contraindicaciones.....	23
Capítulo 3. CAD-CAM	25
3.1 Componentes.....	26
3.2 Clasificación general.....	26
Capítulo 4. Digitalización del modelo	28
4.1 Escáner.....	28
4.2 Clasificación de los escáneres.....	28
4.3 Articuladores virtuales y arcos faciales.....	29
4.4 Registró interoclusal virtual.....	30
Capítulo 5. Diseño del armazón para la prótesis parcial removible	31
5.1 Software de diseño.....	31
Capítulo 6. Obtención del armazón	33

6.1 Materiales.....	33
6.2 Proceso de fabricación digital.....	35
6.3 Sinterizado del material.....	38
6.4 Impresión 3D.....	39
6.5 Precisión.....	40
Capítulo 7. Limitaciones y futuro del CAD-CAM.....	44
Capítulo 8. Conclusiones.....	45
Referencias bibliográficas.....	46

Introducción

Actualmente el porcentaje de adultos mayores parcialmente desdentados incrementa, resultado de una mayor esperanza de vida, como consecuencia existe una demanda de tratamientos con prótesis parcial removible, con el objetivo de reemplazar dientes ausentes, mejorar la eficacia masticatoria, evitar movimientos o migración de los dientes presentes en la arcada y mejorar fonética y estética.

En los últimos años los implantes y las prótesis sobre implantes son otras opciones de tratamiento para devolver dientes ausentes, pero por el alto costo económico, el difícil acceso higiénico, los problemas biomecánicos y pragmáticos asociados con los implantes dentales, las prótesis removibles son una alternativa con amplias y variadas indicaciones; pero estas también deben ser de calidad, así como funcionales.

Con la introducción de la tecnología digital CAD-CAM (diseño asistido por computadora y fabricación asistida por computadora) en el área de odontología ha tenido un gran impacto, específicamente en la rama protésica.

Por ello en este trabajo se abordará el diseño y fabricación de la prótesis parcial removible con el sistema CAD-CAM como una opción diferente de tratamiento.

Objetivos

Identificar y reconocer los componentes que son requeridos para una prótesis parcial removible diseñada a través de un procesador CAD (Computer Aided Design).

Describir el procedimiento para el diseño y la confección de armazones para prótesis parcial removible en sistemas CAD CAM.

Capítulo 1 Edentulismo

El edentulismo está considerado como una enfermedad crónica, irreversible e incapacitante, tiene como causas generalmente caries dental, enfermedad periodontal; y la de menor causa, los traumatismos.

El edentulismo parcial afecta al sistema estomatognático, dando como consecuencias alteraciones en la oclusión, al componente neuromuscular y muchas veces en la articulación temporomandibular (ATM). Así mismo afecta a las estructuras orales sufriendo modificaciones de posición y contorno en el reborde desdentado. Dando como resultado alteraciones estéticas y funcionales, reduciendo la eficiencia del sistema masticatorio y como resultado alteraciones del sistema digestivo y probable desnutrición.¹

1.1 Clasificación de Kennedy.

En una arcada edéntula pueden presentarse cerca de 65 000 combinaciones entre dientes y espacios edéntulos de un solo arco. Kennedy en 1925 propuso una clasificación de arcos edéntulos parciales y Applegate la modificó y reglamentó su manejo en cuatro clases, que van de lo más complejo a lo más simple. Su uso se generalizó a partir de 1970, especialmente en las facultades de estomatología por su practicidad para la enseñanza.²

- Clase I: Zonas edéntulas bilaterales posteriores a los dientes remanentes.
- Clase II: Zona edéntula unilateral posterior a los dientes remanentes.
- Clase III: Zona edéntula unilateral posterior con dientes remanentes anterior y posterior a ella, inadecuados para asumir solos el soporte de la prótesis.
- Clase IV: Zona edéntula única anterior y bilateral a los dientes remanentes (extremo libre anterior). El área edéntula anterior debe comprender ambos lados de la línea media.³

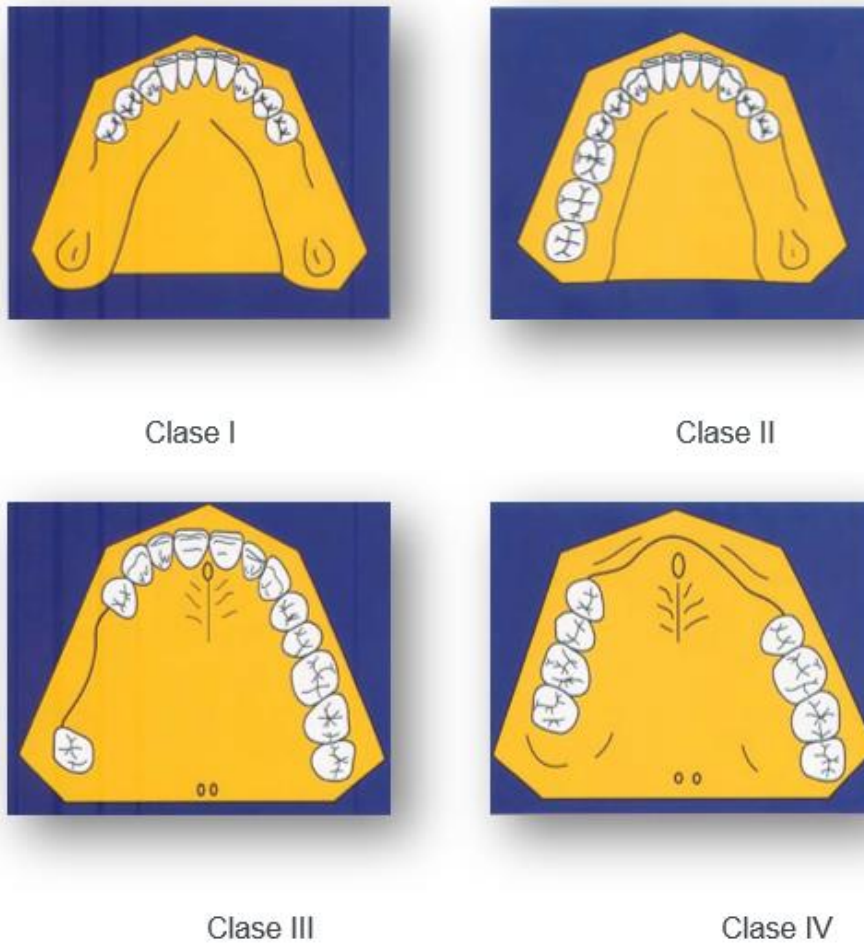


Figura 1. Clasificación de Kennedy.⁴

1.2 Reglas de Applegate.

Applegate crea ciertas reglas para poder entender y utilizar en conjunto con la clasificación de Kennedy. Sugiere variaciones en la clase III de Kennedy.

- Clase V: Área edéntula limitada por dientes anteriores y posteriores donde el diente anterior no es adecuado para ser usado como pilar.
- Clase VI: Área edéntula limitada por dientes anteriores y posteriores capaces de asumir el soporte de la prótesis.³



Clase V

Clase VI

Figura 2. Clasificación de Kennedy.⁴

Primera regla: Más que preceder, la clasificación debe seguir a toda extracción dentaria que pueda alterar a la clasificación anterior.

Segunda regla: Si falta el tercer molar y no va a reponerse, no se le considerará dentro de la clasificación.

Tercera regla: Si existe un tercer molar y se le va a utilizar como pilar, entonces se le considerará dentro de la clasificación.

Cuarta regla: Si un segundo molar está ausente y no va a reponerse, no se le considerará dentro de la clasificación.

Quinta regla: La zona o zonas edéntulas más posteriores siempre determinan la clasificación.

Sexta regla: Las zonas edéntulas que no determinan la clasificación solo se señalan como modificaciones y se designan por su número.

Séptima regla: No se considera el tamaño o la extensión de su modificación, sino sólo el número de zonas edéntulas adicionales.

Octava regla: No pueden existir zonas modificadoras en la clase IV (toda zona edéntula posterior a la zona bilateral que cruza la línea media determina a su vez la clasificación).⁴

Capítulo 2 Prótesis parcial removible

2.1 Definición

La prótesis parcial removible (PPR) es un aparato removible con la capacidad de devolver la función de los dientes faltantes y con el propósito de mantener los dientes remanentes, los tejidos de soporte, mejorar la fonética y aumentar la eficacia masticatoria.⁴

2.2 Tipos básicos de prótesis

Existen dos tipos:

PPR dentosoportada. En este tipo se encuentran las clases III y IV de Kennedy, en las cuales existen dientes pilares en cada extremo del espacio o espacios edéntulos. Su soporte base es en los dientes pilares.

PPR con base en extensión distal. En este tipo se encuentran las clases I y II de Kennedy, en las cuales los espacios resultan muy extensos. Esta prótesis debe obtener su apoyo tanto en los dientes pilares como en los tejidos de la cresta alveolar residual.⁴

2.3 Componentes

La prótesis parcial removible tiene como componentes elementos de apoyo, estos a su vez se dividen en conectores, bases de cobertura y retenedores; reemplazos artificiales de los dientes y tejidos naturales.³

2.3.1 Conectores

Estos unen o ligan las distintas partes de una PPR. Suelen ser rígidos, para que puedan transmitir las fuerzas de masticación a todas las porciones del aparato. Estas se subdividen.

2.3.1.1 Conector mayor

Es la unidad que conecta los componentes del lado derecho con los del lado izquierdo. A este elemento se unen directa o indirectamente las demás partes. Sus detalles estructurales son: rigidez, ubicación, higiene y comodidad.^{2,3}

Ubicación: En una posición favorable para los tejidos móviles y no deberá obstaculizar los tejidos durante su inserción y remoción. Los márgenes se ubicarán lo más alejado a los tejidos gingivales para evitar una presión que limite la irrigación sanguínea continua.

Los bordes del conector palatino deben ubicarse a un mínimo de 6mm de distancia de los márgenes gingivales y ser paralelos a su curvatura principal. En inferior debe ubicarse de tal manera que los tejidos del piso no tengan contacto con él. Para determinar la altura se usa la sonda periodontal o un portaimpresiones.²

Tipos de conectores para el maxilar

Banda palatina: Indicada en prótesis dentosoportadas, bilaterales y con brechas desdentadas cortas. Deberá medir 0.5mm de espesor, en promedio, por 8mm de ancho.^{1,3}



Figura 3. Banda palatina.²

Herradura: Empleada en clases IV de Kennedy, o cuando se presenta un torus palatino extenso, debe medir unos 0.8mm de espesor por 8mm de ancho para no darle resistencia en el centro a la estructura.^{2,3}



Figura 4. Herradura.²

Barra palatina: Empleada en prótesis dentosoportadas, para reemplazar un diente de cada lado del arco; debe tener forma de mediacaña de 3 a 4 mm de altura por 4 mm de ancho.^{2,3}



Figura 5. Barra palatina.²

Placa palatina: Indicada cuando se requiere que el paladar esté cubierto por metal para dar mayor soporte y distribución a las fuerzas de oclusión. Debe tener un espesor de 0.4 a 0.5mm y la longitud que marque el paladar duro.²



Figura 6. Placa palatina. ²

Banda anteroposterior: Se utiliza para incrementar la rigidez del conector mayor, cuando existe un torus palatino extenso y la necesidad de conectar múltiples brechas desdentadas ubicadas en forma alejada entre sí. Puede tener de 5 a 8 mm de ancho por 0.5 mm de espesor. ^{2,3}

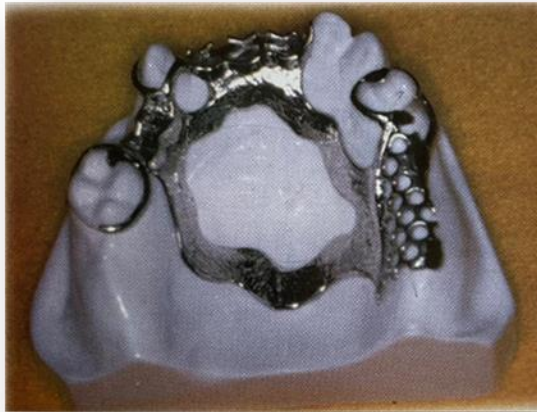


Figura 7. Banda anteroposterior.²

Tipos de conectores para la mandíbula

Barra lingual: Empleada cuando el espacio entre el piso de la boca y el límite cervical de los dientes es de por lo menos 9 mm. Debe medir 5 mm de altura, tener forma de pera con el bisel hacia arriba y un espesor no mayor de 5 mm en su parte más ancha.^{2,3}



Figura 8. Barra lingual.⁴

Placa lingual: Empleada cuando el piso de boca es muy alto y no es posible colocar una barra lingual; debe medir por lo menos 10 mm de altura. ^{2,3}

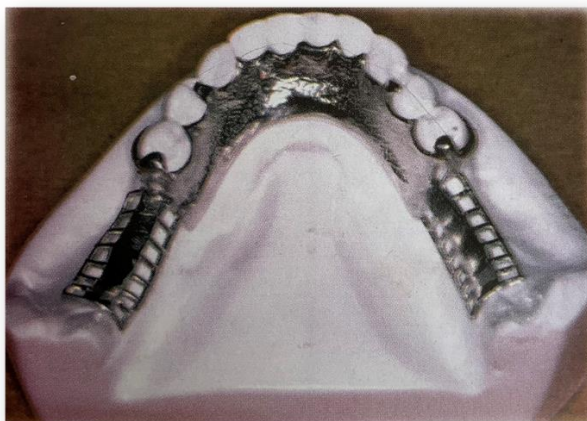


Figura 9. Placa lingual.²

Doble barra lingual: Indicada cuando se busca ferulizar los dientes anteriores y/o extender la estructura del conector mayor hacia los cíngulos de los dientes anteriores, con el fin de proporcionar retención indirecta adicional.^{2,3}



Figura 10. Doble barra lingual.²

Barra labial: Empleada cuando la porción hacia lingual de los dientes anteriores es exagerada, como cuando se presentan torus linguales que impiden la inserción de una barra lingual.

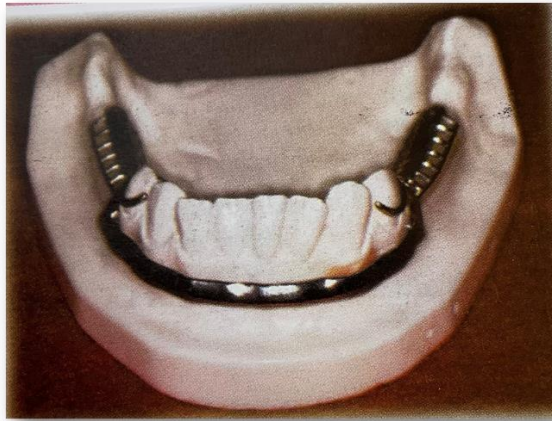


Figura 11. Barra labial.²

3.3.1.2 Conector menor

La cadena o enlace de un conector menor une el conector mayor con otros elementos de la prótesis como retenedores directos, descansos oclusales y base de la dentadura.³ Debe ser lo suficientemente rígido para dirigir las fuerzas a los componentes de unión.^{2,3}



Figura 12. Conector menor.²

3.3.2 Retenedores

Estos obstaculizan el movimiento de la PPR, ya sea en dirección vertical desalojante y hacia el borde residual.⁴

Un retenedor cuenta con: brazo recíproco, brazo retentivo, apoyo, conectores menores y cuerpo.³

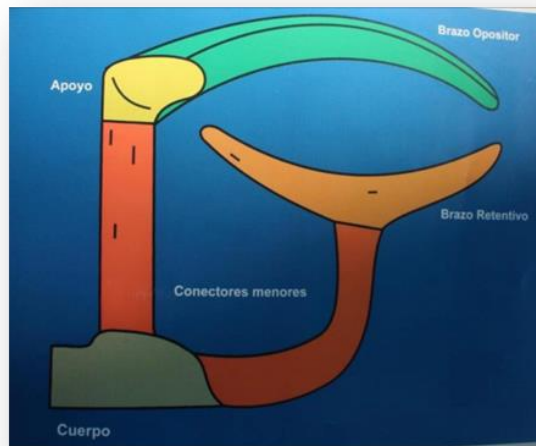


Figura 13. Componentes de un retenedor.⁵

En función del tipo de apoyo que proporcionan se clasifican en dos grupos:

Directos

Es el brazo o aditamento que actúa sobre un diente pilar para resistir la eliminación en sentido oclusal de la PPR. Debe desempeñar 6 funciones:

Soporte. Capacidad de resistir su desplazamiento en dirección vertical.

Retención. Capacidad de resistir las fuerzas dislocantes, en base a las 3 porciones del brazo retentivo:

- Tercio terminal. Debe ser flexible y estar en el socavado retentivo.
- Tercio medio. Flexibilidad limitada y en su colocación debe mantener poco contacto con el socavado.
- Tercio proximal (hombro). Rígido y colocarse por arriba del ecuador protésico del diente.

Estabilidad. Capacidad de resistir su desplazamiento en dirección horizontal.

Reciprocidad: Cada terminal retentiva, debe estar opuesta por un brazo recíproco.

Circunscripción: El retenedor debe limitar al diente pilar más de 180° para prevenir su desplazamiento.

Pasividad: Cuando el retenedor se encuentre sobre el diente pilar solo debe descansar. Jamás debe apretar el diente.

Tipos:

Retenedores directos extracoronarios.

Retenedores circunferenciales.

Circular simple. Es la primera elección en prótesis dentosoportadas, actúa abrazando al diente remanente desde el área edéntula, dando gran capacidad retentiva y estabilidad.^{2,4}



Figura 14. Retenedor circular simple.²

Brazo circular de acceso invertido. Está indicado en premolares inferiores cuando existe una retención útil adyacente a la brecha desdentada y no hay posibilidad de colocar un retenedor tipo barra por un socavado retentivo en el tejido suave.^{4,2}



Figura 15. Retenedor brazo circular de acceso invertido.²

Circular doble o múltiple (espalda-espalda). Se utiliza para reforzar un pilar enfermo distribuyendo las fuerzas entre el diente pilar y los adyacentes; está indicado para clases II y III de Kennedy para dar una gran retención en un área dentada.⁴



Figura 16. Retenedor circular doble.²

De horquilla o canasta. Utilizado cuando el brazo retentivo sea necesario para engranar el socavado adyacente al descanso oclusal o al punto de origen del retenedor.⁴



Figura 17. Retenedor de horquilla.²

Otros:

Anular. Se emplea cuando una retención adyacente a la brecha desdentada no puede ser abordada de otra manera que no sea la de rodear el diente pilar. Utilizada no solo en molares inferiores que están

fuera de alineación, sino también en superiores en molares mesializados.^{2,4}



Figura 18. Retenedor anular.²

Onley combinada. Se emplea en situaciones de pérdida de dimensión vertical de oclusión para restaurar la cara oclusal y también proporcionar retención directa.



Figura 19. Retenedor onley combinada.²

Retenedores en barra. Toma el socavado desde una dirección cervical.

Retenedor en T. Utilizado en casos donde la retención útil se encuentra adyacente a la brecha desdentada y no existe depresión en el tejido blando para lograr una colocación adecuada del brazo de acceso.

Solamente uno de los extremos, el adyacente a la brecha desdentada, cae por debajo del ecuador protésico.^{2,3}

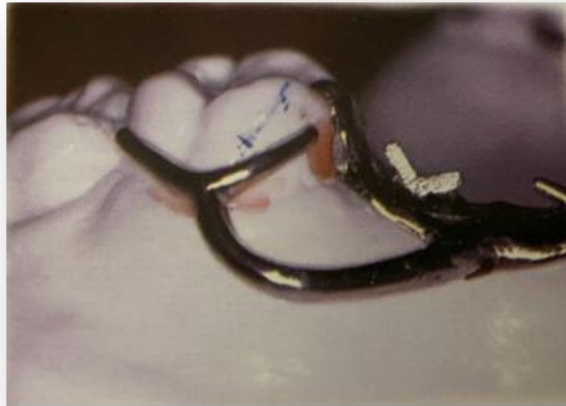


Figura 20. Retenedor en T.²

Media T. Utilizado cuando la anchura mesiodistal está limitada (debido a giroversión) y la retención útil está adyacente a la brecha desdentada.^{2,3}



Figura 21. Retenedor media T.²

En forma de Y. Suele emplearse en premolares que tienen un lóbulo de desarrollo prominente, dando por consecuencia que la línea del ecuador protésico sea alta en las zonas mesial y distal pero baja en el centro.

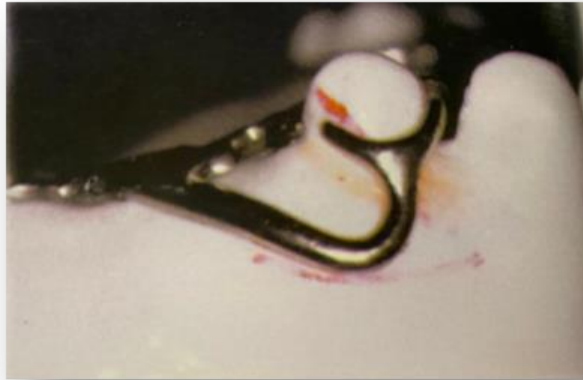


Figura 22. Retenedor en forma de Y.²

En forma de I. Empleada en combinación con una placa proximal y un descanso oclusal en la parte mesial para formar un triángulo dentro de la cual estará el diente pilar. Se utiliza en la superficie distobucal de los caninos superiores por razones estéticas.^{2,4}

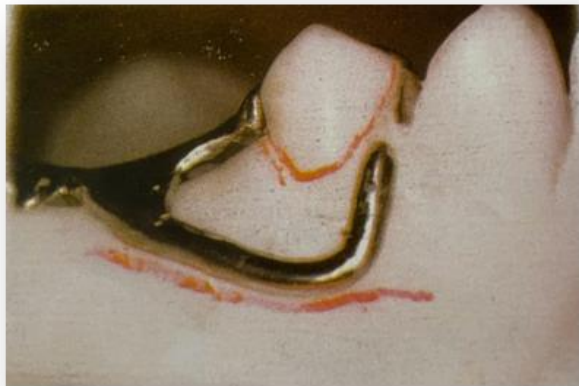


Figura 23. Retenedor en forma de I.²

Indirectos

Toman la forma de descansos auxiliares o placas linguales, contribuyen a la retención directa para prevenir el desplazamiento libre de la base de la dentadura, dan soporte y estabilidad a la prótesis, ayuda a contrarrestar las fuerzas horizontales y dan soporte al conector mayor, también proporcionan la posición exacta del armazón en boca, durante la toma de impresión o durante la elaboración de la prótesis. ^{4,3}

Los factores que determinan su eficacia son:

- Entre más alejada se encuentre de la línea de fulcro, más efectiva será.
- Efectividad del retenedor indirecto.
- La rigidez requerida.
- La placa palatina puede aumentar la eficacia de la retención indirecta.⁴

Indicaciones.

- Clase I. Los retenedores indirectos deben situarse lo más lejos posible en dirección mesial de la línea del fulcro.
- Clase II. Se requiere en los siguientes casos:
 - Si existen modificaciones en los dientes que soportan los extremos, se seleccionarán los dientes remanentes en los extremos edéntulos.
 - Si no hay modificaciones a los lados del arco y el diente más posterior de ese lado tiene un contorno favorable para usarse como diente pilar.
- Clase III. Utilizado solo si se requiere una extensión distal que actúe como palanca. Los descansos auxiliares siempre se han indicado para dar soporte a una placa lingual.
- Clase IV. La base de la dentadura se localiza en dirección mesial a la línea del fulcro. Los descansos oclusales sirven como retenedores indirectos y deben estar situados lo más lejos posible, distalmente de la línea del fulcro.



Figura 24. Retenedores indirectos.²

3.3.4 Apoyos oclusales

Es una depresión preparada en la superficie de los dientes pilares, el cual puede estar sobre la cara oclusal de algún molar o premolar, sobre la cara lingual de un diente anterior preparado para recibirlo y capaz de soportar las fuerzas aplicadas o sobre una superficie.

Se debe diseñar de manera que las fuerzas transmitidas se distribuyen en dirección del eje longitudinal del diente de soporte más cercano y debe estar ubicado de forma que evite el movimiento de la PPR en dirección cervical.

Funciones.

- Su principal objetivo es evitar lesiones en los tejidos blandos que soportan la PPR.
- Transmitir las fuerzas de masticación en forma paralela al eje longitudinal del diente pilar.
- Mantener los retenedores directos.
- Funciona como retenedor indirecto en extensiones distales.
- Transmitir a los dientes pilares algunas fuerzas laterales ejercidas sobre la PPR.
- Prevenir la acumulación de restos alimenticios en el retenedor y sobre la superficie proximal del diente pilar.
- Cerrar espacios pequeños entre los dientes por medio de descansos oclusales y restablecer la continuidad del arco.
- Actuar como recíproco en oposición al brazo retentivo del retenedor, en ciertos casos.
- Construir un diente pilar para lograr un mejor plano de oclusión o restableciendo.
- Prevenir la extrusión del diente.⁴

3.3.4 Base

La base se encuentra sobre los tejidos blandos dando soporte, estabilidad y retención para los dientes artificiales de la prótesis parcial removible y pueda estar hecha de metal o acrílico.

El metal se usa en las prótesis dentosoportadas que no necesitan reemplazar los contornos de los tejidos blandos por estética o por falta de distancia interoclusal.

El acrílico se usa cuando se necesita rebasar la base de extensión distal para tener un buen soporte tisular, cuando este se usa 2mm del tejido subyacente a la placa proximal debe estar cubierto de metal.³

Reja abierta. Utilizada en brechas desdentadas largas, con objetivo de poder reducir el peso del metal sin sacrificar la retención de la resina acrílica.²



Figura 25. Base reja abierta.²

Reja cerrada. La reja cerrada redonda se sugiere utilizarse en el maxilar y la cuadrada en la mandíbula ya que está acompañada la forma en el reborde alveolar.²



Figura 26. Base reja cerrada.²

Perlas de resina. Se utiliza cuando el espacio interoclusal es limitado.



Figura 27. Base perlas de resina.²

3.3.5 Pónticos.

Prefabricados. Tienen distintas formas y tamaños para poderlos individualizar según las necesidades de espacio mesiodistal y oclusocervical de las brechas desdentadas.²



Figura 28. Pónticos prefabricados.²

Metálicos. Utilizados cuando el espacio mesiodistal es limitado, de modo que resulta arriesgado colocar acrílico ya que sería estructuralmente débil.²



Figura 29. Póntico metálico.²

Tubulares.



Figura 30. Póntico tubular.²

Topes tisulares. Para estabilizar el procedimiento de acrilación se recomienda extender el metal de la reja hacia la mucosa mediante el recorte de la cera de alivio en forma de un cuadrado de 2 x 2 mm.



Figura 31. Tope tisular.²

3.4 Indicaciones

- Cuando la prótesis fija se encuentra contraindicada.
- Cuando por falta de salud periodontal, el reborde residual debe ayudar al soporte de las fuerzas de la masticación.
- Cuando el espacio edéntulo no posee dientes remanentes posteriores exceptuando los que no se aconseja reponer como los segundos y terceros molares.
- Cuando en los dientes remanentes existe poco tejido de soporte y necesita ferulizarse a través del arco, la PPR.
- Cuando las condiciones mentales o físicas del paciente no permiten llevar a cabo los procedimientos para la adecuada implantación y acción de la PPR.
- Cuando se presenta una excesiva pérdida ósea en el área edéntula, y se requiere una base de acrílico para obtener una posición correcta de los dientes y de soporte a labios y mejillas.
- En una brecha protésica larga, se coloca una PPR que logre la retención, soporte y estabilidad.
- Para servir de cobertura, soporte o ambos en el tratamiento del paladar fisurado en prótesis maxilofacial.⁴

3.5 Contraindicaciones.

- Cuando puede tener éxito una prótesis parcial fija.
- Cuando no existe una buena higiene bucal adecuada o no existe cooperación por parte del paciente.⁴

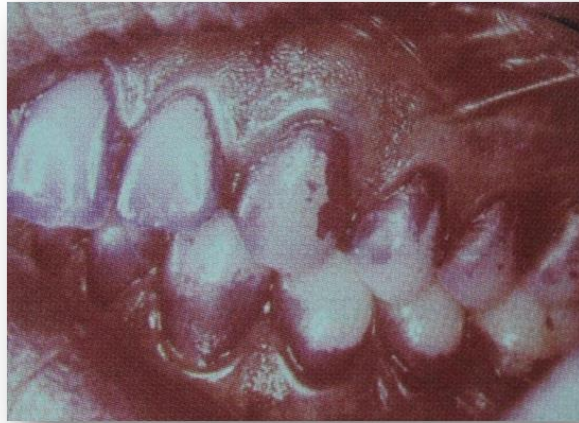


Figura 32. Acumulo de placa por higiene dental deficiente.⁴

Capítulo 3. CAD-CAM

La tecnología de diseño asistido por computadora (CAD) / fabricación asistida por computadora (CAM) es uno de los aspectos de más rápida evolución en la odontología restauradora moderna. La trayectoria de la tecnología CAD/CAM y la odontología en el consultorio comenzó en 1985, cuando Mörmann y Brandestini introdujeron el sistema Cerec.⁶

Actualmente el CAD-CAM ha tenido un impacto muy grande en las ramas de la odontología, especialmente en los campos de prostodoncia y odontología restauradora. Algunos ejemplos son para mejorar la selección del color dental, el diseño automatizado en restauraciones, mapear la línea de terminado de la preparación, optimizar los procedimientos de fabricación de colados, predecir cambios faciales en los pacientes con prótesis removibles y diseños de prótesis parciales removibles.⁷ Los avances en biomateriales dentales como son la zirconia, y junto con los sistemas tecnológicos, han dado como resultado grandes cambios en la atención del paciente y la educación, dando paso a un cambio constante.

El procedimiento CAD-CAM debe cumplir con las siguientes fases:

- Digitalización o escaneado.
- Diseño de la restauración.
- Fresado tallado de la restauración.
- Sinterizado del material restaurador.⁸



Figura 33. Sistema CAD-CAM.¹⁰

3.1 Componentes

Los sistemas CAD-CAM se componen de 3 partes principales:

1. Una de adquisición de datos, esta recopila datos del área de preparación, las estructuras adyacentes y opuestas, y luego las convierte en impresiones virtuales por medio de un escáner intraoral o indirectamente por medio de un modelo de yeso generado de manera convencional.
2. Software para diseñar restauraciones virtuales en un modelo de trabajo virtual, para después calcular los parámetros de fresado.
3. Un dispositivo de fresado computarizado para fabricar la restauración a partir de un bloque sólido de material de restauración o fabricación aditiva.

11

3.2 Clasificación general

Se clasifican en sistemas para laboratorio y sistemas de consultorio; sistemas abierto y cerrado según el intercambio de datos.

El sistema de laboratorio consiste en empresas que tienen sus propias unidades de escáner y fresado (e.g. Amann Girbach, 3M ESPE, Sirona Dental Systems, Zirkon Zahn, vhf camfacture AG, Weiland Dental, Pou-Yuen and U-Best Dental, Planmeca, KaVo Dental, Dentsply Prosthetics).

Sistemas CAD en las que la empresa solo tiene el escáner (e.g. D2000, 3 Shake; Dental Wings 7 series, Dental Wings; IScan D104, Imetric 3D SA, Smart Optics, Ceramill Map, ArmannGirrbach; Activity 850.)

Sistemas CAM en las que la empresa conserva la unidad de fresado (e.g. Sirena M5, DWX-50, Zirkinzahn; Tizian Cut 5 Smart, Roland DGA Corporation; inLab MC X5, vhf camfacture AG, Schütz Dental; Modelo S2.)

El sistema de consultorio consiste en empresas que tienen sus propias unidades de escáner y fresado (Sirona and Planmeca), y un sistema de adquisición de imágenes, en el que la empresa solo tiene un escáner sin la capacidad de diseño (e.g. True Definition Scanner, 3M ESPE; iTero, Align Technology, Inc; Trios, 3 Shape; Apollo DI, Sirona; CS 3500, Carestream Dental LLC). Por lo que deben estar conectados a un escáner de laboratorio abierto para el diseño de la restauración.¹¹

Dependiendo del intercambio de datos:

El sistema cerrado ofrece todos los sistemas de CAD-CAM incluidos la adquisición de datos, el diseño virtual y la fabricación de restauraciones.

Todos los pasos están integrados en un solo sistema y no hay intercambiabilidad entre diferentes sistemas de otras empresas. Los sistemas abiertos permiten la adopción de datos digitales originales por software CAD y dispositivos CAM de diferentes empresas.

Los sistemas CAD del laboratorio siempre debe ser un sistema abierto porque después de adquirir los datos y diseñar la restauración, los datos deben almacenarse en un sistema STL (StereoLithography or Standard Tessellation Language), para que pueda ser aceptado por el sistema CAM abierto, para la fabricación de la restauración o modelo.¹¹

Un archivo STL son archivos de estereolitografía que guardan de forma sencilla información sobre objetos 3D, por lo que todos los programas 3D permite exportar directamente a STL, estos usan una malla de pequeños triángulos sobre la superficie para definir la forma del objeto. Es una salida estándar para la mayor parte de los programas CAD. ⁸

Capítulo 4. Digitalización del modelo

Consiste en convertir la preparación dentaria en una imagen virtual con un programa informático, en el cual se realizará el diseño de la restauración; esta puede ser a partir de un modelo de yeso o directamente de la boca del paciente.⁸

4.1 Escáner

Las cámaras intraorales son escáneres ópticos.

4.2 Clasificación de los escáneres.

1. Escáner de una sola imagen que registran imágenes individuales de la dentición. Estas registran aproximadamente tres dientes en una sola imagen. Se registran una serie de imágenes individuales superpuestas de modo que el programa del software pueda ensamblarlas en un modelo virtual tridimensional más grande. La cámara se debe colocar en diferentes ángulos para garantizar un registro preciso; las zonas no visualizadas por la cámara en las imágenes superpuestas serían luego extrapoladas por el programa de software para completar lo faltante en el modelo virtual.⁸

2. Escáner de video que son utilizadas por el scanner Trudefinition (newest version of the Lava Chairside Oral Scanner, COS), Apollo DI (Sirona) y OmniCam (Sirona) systems.¹¹

Escáneres intraorales y sus diferencias.

	Sist. abierto /cerrado	Coincidencia de color.	Portátil.	Tipo de CAD-CAM.	Tecnología de adquisición	Imagen en color.	Tipo de imagen.
CEREC Omnicam (Sirona)	Cerrado	No	No	Oficina Imágenes digitales y fabricación.	Luz blanca.	Si	Filmación (Video)
PlanScan (Planmeca)	Abierto	No	Si	Oficina	Láser azul	No	Filmación (Video)

				Imágenes digitales y fabricación.			
Trios color (3 formas)	Abierto	Si	Si	Unidad de adquisición de imágenes.	LED azul	Si	Fotografía (múltiples imágenes)
iTero (alineal tecnología)	Abierto	No	No	Unidad de adquisición de imágenes.	Red laser	Si	Fotografía (múltiples imágenes)
True Definition Scanner (3M ESPE)	Abierto	No	No	Unidad de adquisición de imágenes.	LED azul	No	Filmación (Video)
CS3500 (carestream Dental LLC)	Abierto	No	Si	Unidad de adquisición de imágenes.	LED blanco	Si	Fotografía (múltiples imágenes)
Apollo DI (Sirona)	Cerrado	No	No	Unidad de adquisición de imágenes.	N/A	No	Filmación (Video)

Tabla 1. Diferencias entre los escáneres intraorales. N/A información no disponible.¹¹

Escáneres de laboratorio:

1. Escáneres ópticos, estos utilizan la proyección de una rejilla de luz de medición sobre estructuras dentales bajo un ángulo definido que provoca un cambio fase dependiente de la profundidad de la rejilla, que la cámara registra en su sensor digital.

2. Escáneres mecánicos, son capaces de leer un modelo mecánicamente línea por línea por medio de una bola de rubí para obtener mediciones 3D.^{8,9}

4.3 Articuladores virtuales y arcos faciales.

Un arco facial es un dispositivo mecánico que utiliza una ubicación de trípode para las dos referencias como son las del ATM (articulación temporomandibular) y un punto de referencia anterior para relacionar lo más aproximadamente el modelo maxilar verticalmente con el plano de

referencia horizontal. Tomando esto en cuenta un arco facial se utiliza junto con un articulador para relacionar el arco maxilar con los ejes condilar en los tres planos del espacio.¹¹

Esta transferencia es fundamental para la rehabilitación oral completa. El articulador virtual CAD/CAM replica un articulador mecánico totalmente ajustable, existen 2 métodos:

1. Primer método, requiere de un arco facial mecánico que se adapte al paciente y luego se transfiera a un articulador mecánico para el montaje, posteriormente esto se trasladará al articulador virtual, esto dependerá del tipo de escáner de laboratorio. La selección de los articuladores mecánicos debe basarse en el tipo de cambio de laboratorio para la transferencia correspondiente con la placa específica del articulador. Está indicado para cofias, restauraciones en capas o cuando se pretende utilizar tecnología aditiva. Este método no se puede utilizar para prótesis completas.

2. Segundo método, requiere implementar un arco facial virtual mediante escaneo óptico, con una metodología novedosa basada en ingeniería inversa al escanear con un cabezal de referencia de seis puntos y más ejes horizontales transversales para transferir la posición exacta del modelo maxilar al articulador virtual. La arcada maxilar y mandibular se escanean con un escáner óptico conectado a un ordenador personal con un software específico y se determinan tres puntos extraorales en la cabeza del paciente (en las articulaciones temporomandibulares y uno en el punto infraorbitario justo debajo del ojo izquierdo) para el plano horizontal, luego se coloca el papel articular en la horquilla metálica plana del arco facial en dirección de los dientes maxilares y se determinan los tres puntos intraorales (cúspides más prominentes) para generar el plano oclusal.¹¹

Estos seis puntos pueden crear un sistema de coordenadas craneales con un software de ingeniería inversa donde las coordenadas craneales del paciente coincidan con el del articulador virtual.

4.4 Registró interoclusal virtual

Se obtiene a través de un escaneo bucal en el que se le indica el paciente que cierre en máxima intercuspidad y se analiza el aspecto facial de los cuadrantes opuestos a esta posición estática, esto se realiza desde tres direcciones diferentes (derecha, izquierda, frontal) utilizando el escaneo intraoral para orientar el modelo digital mandibular con el modelo digital maxilar. Está indicado para restauraciones de contorno completo que se fabricarán sólo con fresado.¹¹

Capítulo 5. Diseño del armazón para la prótesis parcial removable

Los fabricantes proporcionan un software especial para el diseño de varios tipos de restauraciones dentales. Con diferentes softwares de diferentes fabricantes, se pueden implementar varios diseños, como copias y estructuras de dentaduras parciales fijas, coronas, inlays, onlays, carillas, provisionales, encerado diagnóstico que incluye modelos físicos, postes y muñones, planificación de implantes con guías quirúrgicas y prótesis parcial removable.¹¹

5.1 Software de diseño.

El sistema CAD ha demostrado del potencial para proporcionar una poderosa herramienta de diagnóstico para la selección del color del diente, el diseño automatizado de la restauración, la ubicación de la línea de acabado de la preparación, la optimización del molde de fabricación, la predicción de cambios faciales en pacientes con prótesis removibles y el diseño de prótesis parcial removable.⁷

Dependiendo del software está condicionado para realizar el diseño. En estos sistemas, múltiples morfologías dentales están disponibles en sus propias bibliotecas digitales internas, sin embargo, estas proporcionan formas básicas, por lo que siempre se requieren algunas alteraciones y modificaciones manuales porque cada paciente es único y cada diente tiene sus propias características morfológicas que son únicas para el sistema del paciente. Por lo que hay un método alternativo que es utilizar la base de datos de la morfología dental biogenética para identificar e imitar la morfología oclusal individual de un paciente. Con el modelo digital CAD visible en el monitor de la computadora, puede girar en tres dimensiones y ampliarse para evaluar áreas críticas del modelo antes de transmitir el archivo al proceso de fabricación.¹¹

Actualmente, varias empresas de software CAD proporciona una herramienta de diseño para modelos 3D de prótesis parcial removable. Los algoritmos de inserción se determinan fácilmente mediante la detección automática de muescas durante el diseño; este enfoque es más rápido y preciso que la topografía típica, lo que proporciona una gran flexibilidad para determinar el tamaño de los conectores y los ganchos, esto a su vez facilita un diseño personalizado más detallado que el que es posible con el enfoque convencional. Además, hay importantes ahorros de tiempo y materiales sobre los métodos convencionales. Otra herramienta está

desarrollada para la selección de color dental obteniendo una mejor coincidencia de color en comparación con los métodos de selección visual convencionales.

En el caso de los dientes artificiales, cuando se utilizan dientes protésicos fabricados digitalmente, el tamaño y la forma de los dientes artificiales se pueden cambiar mediante el software CAD, la realización de ajustes oclusales en articuladores virtuales puede mejorar las alineaciones armoniosas con los dientes restantes, los dientes fabricados artificialmente mediante fresado o impresión 3D deben pulirse y adherirse a la base de la dentadura y en ocasiones deben caracterizarse con materiales de tinción externos, se requiere tiempo adicional para el trabajo técnico y habilidades avanzadas cuando se usa este enfoque en lugar de usar dientes artificiales prefabricados.¹²

No debemos olvidar que el diseño actual de la prótesis parcial removible debe considerar no sólo las condiciones fisiológicas; sino también el estado oclusal de los dientes pilares, la cresta residual, así como los hábitos orales y los requisitos estéticos del paciente.

Capítulo 6. Obtención del armazón

En esta fase, implica desarrollar una restauración a partir de un modelo CAD en una parte física que se somete a procesamiento, acabado y pulido antes insertarlo en la boca del paciente. CAM minimiza la deformación del armazón al eliminar la contracción de la fundición, la fusión del lecho de polvo en la impresión 3D de metal produce armazones con propiedades físicas más altas que el método de fundición.^{11,10}

Los dos métodos principales utilizados pueden ser de sustracción (fresado y esmerilado) o fabricación aditiva (prototipo rápido (RP) o impresión 3D).¹¹

Las máquinas fresadoras tienen un número de ejes, tres ejes, cuatro ejes o cinco ejes y estos se mueven hacia arriba y hacia abajo a través de diferentes ejes (X, Y, Z). Su principal diferencia es el número de rotaciones, el bloque/disco puede girar alrededor de los ejes X solamente, pero en el de cinco ejes el bloque/disco gira alrededor de los ejes X y el husillo gira alrededor de los ejes Y, por lo que una unidad de fresado de cinco ejes tiene una mayor precisión que los fresados con una unidad de cuatro ejes ya que puede fresar socavaduras en todas las direcciones, pero no todas son iguales debido a las diferencias en la cantidad de rotaciones.¹¹

6.1 Materiales.

Los materiales biocompatibles como el cromo cobalto o el titanio son los metales elegidos actualmente para las estructuras de la prótesis parcial removible, ya que brindan alta resistencia y rigidez, conducen el calor y el frío para una experiencia más natural, permiten diseños que minimiza la cobertura de los márgenes gingivales, permiten una base de prótesis estable, se someten a repasivación y son resistentes a la corrosión.

Se pueden fabricar con diferentes materiales metálicos, como aleación de cromo-cobalto (Cr-Co), titanio comercialmente puro (CPTi), aleación de titanio, acero inoxidable o acero. Tienen como desventaja que no son estéticos por la exhibición de metal, galvanismo oral, reacciones adversas de los tejidos, osteólisis de los dientes pilares y producción de bio películas, además de también actuar como reservorio de patógenos respiratorios.¹⁴

Requisitos ideales para los materiales.	
Propiedad	Requisito
Biológico	Debe ser no tóxico, no irritante y no cancerígeno.
Químico	Debe ser insoluble en fluidos orales o cualquier otro líquido que tome el paciente.
	No debe absorber fluidos orales ni ningún otro fluido, ya que provoca cambios dimensionales.
	Debe adherirse bien a los dientes artificiales y de revestimiento.
Mecánico	El módulo de elasticidad debe de ser alto. Permite que la base de la prótesis sea rígida contra las fuerzas masticatorias.
	La resistencia debe ser alta para proteger los tejidos blandos subyacentes mediante la absorción de las fuerzas masticatorias.
	Debe tener un alto límite elástico y un límite proporcional para evitar la deformación permanente cuando se estresa.
	Debe tener una resistencia mecánica adecuada para resistir la fractura.
	Debe ser dimensionalmente estable.
	Debe tener una adecuada resistencia a la abrasión.
	La gravedad específica debe ser baja (Especialmente para prótesis maxilares).
Térmico	Debe ser buen conductor térmico.
	El coeficiente de expansión térmica debe coincidir con el de los dientes artificiales.
	La temperatura de ablandamiento debe de ser mayor que la temperatura de ebullición del agua.
Estético	Debe exhibir suficiente translucidez para que coincida con la apariencia de los tejidos.
	Debe poder teñirse o pigmentarse.
Otro	Debe mantener las propiedades deseables durante periodos prolongados después de la fabricación.

	Debe ser económico.
	Debe de ser fácil de manipular.
	Debe de ser radiopaco para detectarse si alguna parte de la dentadura se traga accidentalmente.
	Debe de ser fácil de reparar.
	Debe de ser fácil de limpiar.
	Debería tener una vida útil más larga.

Tabla 2. Requisitos ideales para los materiales del armazón protésico.¹⁴

Los materiales no metálicos tienen como ventajas, mejorar la estética, son más rentables, tienen mayor elasticidad, son fáciles de producir, son livianas, tienen baja absorción de agua y solubilidad, y se reparan y reproduce fácilmente.¹⁴

Los materiales no metálicos: poliéter éter cetona (PEEK), zirconia, resina termoplástica, zirconia preprensada, zirconia totalmente sinterizado, silicato de litio reforzado con zirconia, disilicato de litio reforzado con zirconia, vitrocerámica a base de disilicato de litio, vitrocerámica a base de silicato de litio, cerámica de vidrio a base de leucita, cerámica feldespática reforzada con resina, polimetacrilato de metilo (PMMA) o resina especializada para su uso en impresoras 3D.¹²

Cómo desventajas tienen baja conductividad térmica, fragilidad, menor resistencia mecánica, alto coeficiente de expansión térmica, módulo de elasticidad relativamente bajo y deterioro más rápido.

Los materiales utilizados para los dientes artificiales no se eliminan de los utilizados para las prótesis dentales removibles también se incluyen los utilizados para las prótesis fijas como la resina base de PMMA, la resina compuesta, la zirconia y el PEEK.¹²

6.2 Proceso de fabricación digital

La fabricación por sustracción a partir de grandes bloques sólidos es el método de fabricación con el que los dentistas y los técnicos están más familiarizados, es el mecanizado controlado numéricamente por computadora (CNC) se utilizan máquinas de herramienta impulsadas por energía con una herramienta de corte afilada para cortar mecánicamente el material para lograr la geometría deseada, es controlada por un programa de computadora y hay una selección de materiales de molienda que se basan en su aplicación, por lo que se clasifican en materiales de molienda que necesitan estar secos y otros necesitan molienda húmeda.

También se clasifican en molienda de laboratorio y oficina en términos de números y tipos de fresas, número de ejes, etc.... ¹¹

Materiales de fresado para prótesis parcial removible.				
	Principales aplicaciones	Herramienta para cortar	Fresado/Molienda (duro/blando)	Fresado/Molienda (húmedo/seco)
Zirconia preprensada.	Cofias/estructuras, coronas, inlays, onlays, FPD, pilares	Fresa de diamante o carburo.	Fresado suave	Seco, húmedo causa ablandamiento.
Zirconia totalmente sinterizado	Cofias/estructuras, coronas, inlays, onlays, FPD	Fresa de diamante	Fresado duro	Húmedo, seco causa grietas y fracturas.
Cr-Co	Cofias/estructuras, coronas, FPD	Fresa de carburo.	Blando o duro.	Seca o húmeda. Dependerá de si es blanda o dura.
Titanio	Pilares y barras para implantes.	Fresa de carburo.	Duro	Húmedo para evitar que las herramientas se sobrecalienten o rompan.
Polimetilmetacrilato (PMMA)	restauraciones provisionales, patrón de quemado (fundición,	Fresa de carburo.	Duro	Ambos, de preferencia seco. Húmedo causa residuos no

	prensado, sobreprensado), férula, dentaduras completas, verificación de la prótesis definitiva intraoralmente			deseados.
Poliuretano (PU)	Modelos digitales.	Fresa de carburo.	Duro	Ambos, de preferencia seco. Húmedo causa residuos no deseados.
Cera	Patrón de quemado o encerado diagnóstico.	Fresa de diamante o carburo.	Suave	Seco porque húmedo causa residuos no deseados.
Resina compuesta	Coronas, inlays, onlays, carillas	Fresa de carburo.	Duro	Ambos, de preferencia seco. Húmedo causa residuos no deseados.
Silicato de litio reforzado con zirconia.	Coronas, inlays, onlays, carillas	Fresa de diamante	Molienda dura	Húmedo, seco causa grietas y fracturas por el calor.
Disilicato de litio reforzado con zirconia.	Coronas, inlays, onlays, carillas	Fresa de diamante	Molienda dura	Húmedo, seco causa grietas y fracturas por el calor.

Vitrocerámica a base de disilicato de litio.	Cofias/estructuras, coronas, inlays, onlays, FPD anterior, carillas	Fresa de diamante	Molienda dura	Húmedo, seco causa grietas y fracturas por el calor.
Vitrocerámica a base de silicato de litio.	Coronas, inlays, onlays, carillas	Fresa de diamante	Molienda dura	Húmedo, seco causa grietas y fracturas por el calor.
Cerámica de vidrio a base de leucita.	Coronas, inlays, onlays, carillas	Fresa de diamante	Molienda dura	Húmedo, seco causa grietas y fracturas por el calor.
Cerámica feldespática reforzada con resina.	Coronas, inlays, onlays, carillas	Fresa de diamante	Molienda dura	Húmedo, seco causa grietas y fracturas por el calor.

Tabla 3. Materiales de fresado y su clasificación según la aplicación, herramientas de corte, seco/húmedo/fresado/rectificado con protocolo duro blando. FPD (prótesis parcial removible).¹¹

6.3 Sinterizado del material restaurador.

La fabricación aditiva se define como el proceso de unir materiales para fabricar objetos a partir de datos de modelos 3D, generalmente capa sobre capa. Una vez finalizado el diseño CAD, se segmentan imágenes multi corte. Por cada milímetro de material, hay de cinco a 20 capas en las que la máquina coloca capas sucesivas de materia líquido o en polvo que se fusionan para crear la forma final. A esto le sigue un mayor refinamiento para eliminar el exceso de material y de marco de soporte. El principal problema de este tipo de fabricación es que puede provocar diferencias en la producción del modelo final, debido a la contracción durante la construcción, el poscurado y el espesor mínimo de las capas.¹¹

Hay varias técnicas que pueden estar involucrados en la tecnología aditiva, incluida la sinterización directa por láser de metales (DMLS), la estero litografía (SLA), el escaneo, la rotación, el fotocurado selectivo (3SP), PolyJet y la proyección de luz directa (DLP). En la prótesis parcial removible, el diseño de la estructura se dibuja en el modelo de trabajo y luego se escanea con un escáner de laboratorio. La estructura siempre se fabrica mediante la impresión de una estructura fotopolimérica y luego se funde con cromo cobalto, o la estructura se puede imprimir directamente a partir de cromo cobalto a través de la sinterización directa de metal por láser.

Algunas empresas pueden fresar la base de la prótesis y luego unir los dientes de las prótesis prefabricados a los huecos de la base de la prótesis o fresar tanto la base de la prótesis como los dientes en una sola unidad. Un método alternativo es la impresión 3D de la base y los dientes como una sola unidad.¹¹

Existen ciertos materiales que han sido elaborados por sistema CAD-CAM que pueden ser sinterizados para su utilización en boca, estos son el óxido de zirconio estabilizado con itrio y las vitrocerámicas de disilicato de litio y silicato de litio. Cada sistema tiene sus hornos específicos para la interiorización.⁸

6.4 Impresión 3D

El CAD-CAM se divide en dos categorías, el método sustractivo y aditivo; el método sustractivo sólo se utiliza en prótesis fija, ya que, en el caso de la prótesis parcial removible, su fabricación resultaría muy costosa y se podrían cometer errores durante su fabricación dando como resultado fracturas de algunos componentes del armazón metálico.¹⁵

La tecnología de impresión digital tridimensional (3D) ha mejorado la tasa de diagnóstico y planificación en el tratamiento, en comparación con la fabricación convencional, las prótesis impresas en 3D tienen ciclos de producción más corta y con mayor precisión, lo que maximiza la comodidad de los pacientes con prótesis parcial removible. Las técnicas de Impresión 3D de fabricación aditiva incluyen: estero litografía (SLA), proyección de Luz digital (DLP) impresión por chorro, modelado de deposición fundida (FDM) y fusión láser selectiva (SLM).^{15,16}

La técnica de Esther o litografía utilizan láser ultravioleta (UV) para la polimerización de materiales de resina fotosensible en espesores de capa pequeños que van desde 10µm a 100 µm, y van a depender de la precisión deseada. Esta técnica se utiliza para fabricar una amplia variedad de objetos, incluidos patrones de cera de resina, estructura de

resina de prótesis parcial removible, modelos dentales, restauraciones provisionales, material base de prótesis parcial removible, guías quirúrgicas y dientes de prótesis.^{16,17}

La proyección de luz digital (DLP) tiene una precisión y un rango de usos similares, pero es mucho más rápida y puede polimerizar una capa completa en un pulso. Utiliza una fuente de luz UV de diodo emisor de luz para garantizar una polimerización y biocompatibilidad completas igual que la SLA.

La impresión por chorro utiliza una serie de cabezales de impresión por chorro de resina desde los cuales inyectan finas corrientes de material de resina en la plataforma de construcción para crear cada capa incrementada. Cada capa inyectada se polimeriza utilizando luz ultravioleta.

Fusión láser selectiva SLM técnica que derrite el polo metálico usando láser de alta potencia que resulta en la fusión de las partículas de polvo en una capa sólida, después se genera un gradiente de enfriamiento notablemente alto para garantizar una solidificación rápida, lo que da como resultado microestructuras y texturas específicas. Se puede utilizar para imprimir titanio y aleación de cromo cobalto para estructuras de prótesis parcial removible.^{15,17}

6.5 Precisión.

Los programas de software CAD contemporáneos pueden diferenciar superficies dirigidas hacia arriba y hacia abajo; por lo tanto las áreas de socavados no deseadas se pueden identificar automáticamente en diferentes colores en el modelo virtual, además permiten la disposición de los componentes del armazón en un modelo 3D, lo que permite una alta flexibilidad en la elección del tamaño de los conectores y cierres, facilitando un diseño personalizado más detallado que el obtenido en los enfoques convencionales. CAD promete el desarrollo de un proceso automatizado de diseño de prótesis parcial removible, la forma del armazón puede determinarse teniendo en cuenta las condiciones morfológicas de la cresta residual, la condición oclusal de los dientes pilares y los hábitos orales, así como las demandas estéticas del paciente.

El sistema CAM con la fabricación aditiva tiene como ventajas el ahorro de material, la flexibilidad en el diseño y personalización para el paciente. Como desventajas altos costos de procesamiento, requisitos de aprendizaje de habilidades y capacitación de operadores. Los parámetros técnicos definidos en el proceso de fabricación aditiva (potencia de láser, velocidad de escaneo, tamaño del rayo láser, condición de la cámara,

orientación de construcción, generación de soporte y espesor de la capa) están estrechamente relacionados con las características de los materiales. Por lo tanto, para optimizar la efectividad y la calidad de la impresión, se debe investigar la influencia de diferentes aleaciones metálicas utilizando diversos parámetros operativos y condiciones de procesamiento.¹³

La impresión de patrones y la posterior fundición produjo armazones con una precisión de ajuste más similar al método convencional que la técnica de fabricación directa de impresión.¹³

La precisión de las impresiones digitales disminuye a medida que aumentan las cantidades de dientes faltantes. La veracidad y precisión de las impresiones digitales mejoran después de colocar puntos de referencia artificiales en áreas edéntulas. Por lo que las impresiones digitales solo están indicadas para la clasificación de Kennedy III y IV.⁸

Para clases I y II no está indicado debido a que, en los métodos convencionales los materiales impresión física deprimen mecánicamente la mucosa del área edéntula, lo que provoca una deformación esencial para simular la deformación de la mucosa debajo de la base de la dentadura durante la carga funcional.

Durante el escaneado del tejido blando no se deprime mecánicamente, por lo tanto, es necesario desarrollar un software para ajustar el desplazamiento de la presión de la mucosa en el área de soporte de la dentadura que simula la deformación funcional después de la impresión convencional.¹⁸

A continuación, se describe el uso del software DWOS (Dental Wings Open System), este nos proporciona varias opciones de diseño pudiendo crear desde prótesis fijas hasta prótesis removibles o férulas.

Este software es de gran utilidad por sus múltiples herramientas como el uso de paralelómetro, recorte de modelo, bloqueo de zonas retentivas y facilidad de crear las partes de la prótesis removible, coronas, barras y puentes de implantes, dentaduras completas, pilares personalizados, onlays, inlays, carillas y demás; por todo esto es un software muy completo y de gran utilidad.

Pasos a seguir:

1. Digitalización del modelo, adquiriendo las imágenes virtuales, se importarán los archivos al programa informático Dental Wings® en formato STL.

2. Recorte del modelo: se retirará aquellas partes que no son útiles para confeccionar el diseño.

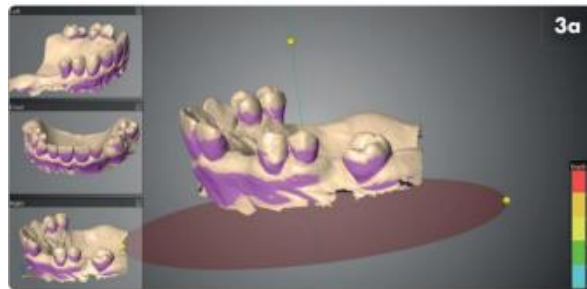


Figura 34. Digitalización y recorte del modelo.²⁰

3. Paralelización del modelo: Similar al paralelómetro donde encontraremos el eje de inserción del modelo para poder localizar las áreas más retentivas.
4. Detección de las retenciones: Se realiza mediante un código de colores. El rojo mostrara las áreas con mayor retención, el azul las áreas con menor retención y el verde la retención ideal.

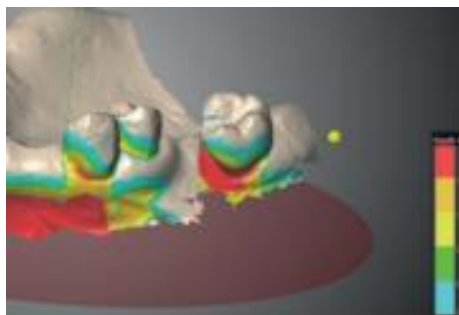


Figura 35. Código de colores con las zonas retentivas.²⁰

5. Bloqueo de zonas retentivas: reemplaza la colocación de cera en las áreas retentivas.
6. Diseño del armazón que incluyen el conector mayor, conector menor, apoyos oclusales, base, retenedores. ^{19,20}

Y listo para poder fabricarse.

1. Cuando el diseño está listo se exportará en formato STL.
2. Del formato STL se cambia a un formato que la impresora 3D pueda reproducir de manera exacta.
3. Se imprime en una resina calcinable para armazones de prótesis parcial removible.
4. Con el armazón en la resina se pondrá en alcohol por 5 min para retirar los restos de resina calcinable, fotopolimerizar para

volverlo más rígido, eliminar los soportes y pulirlo para eliminar las irregularidades en la prótesis.

5. Se procede con el colado, con un revestimiento especial que tiene la ventaja de no dejar residuos en el metal.
6. Por último, se pulirá y estará listo para probarse en boca.^{19,20}

Capítulo 7. Limitaciones y futuro del CAD-CAM

El sistema CAD para el diagnóstico, selección de color, optimización del molde de fabricación, su predicción en los cambios faciales en pacientes con prótesis removibles y el diseño de prótesis parcial removible, aún está en desarrollo, además de necesitar estudios adicionales para desarrollar y evaluar su rendimiento clínico.⁷

Las limitaciones de las cámaras intraorales están en su línea de visión, lo que significa que sólo pueden grabar lo que es visible por el lente de la cámara, por lo tanto, las estructuras o márgenes oscurecidos por la saliva y la sangre en los tejidos blandos, no son visibles para la cámara por lo que no se registran con precisión.

El método aditivo se limita a materiales poliméricos y metálicos y hasta el momento no incluye la cerámica en odontología. Otra limitante es la falta de precisión de las impresiones digitales con las dentaduras completas en comparación con las técnicas convencionales.

En el futuro, las impresiones de ultrasonidos se implementarán utilizando ondas ultrasónicas, que tiene la capacidad de penetrar la encía de forma no invasiva sin hilos de retracción y no se verán afectadas por la saliva, el líquido salival y la sangre. Esto conducirá avances decisivos ya que la limpieza y el secado de la cavidad oral y la estructura dental se volverán innecesarios, lo que es reducir el tiempo de tratamiento y aumentar a la comodidad del paciente en comparación con las impresiones convencionales.

Capítulo 8. Conclusiones

CAD-CAM en esta nueva era digital ha venido a revolucionar la odontología, específicamente en el área de rehabilitación oral, y haciendo énfasis en prótesis parcial removible, ofrece un tratamiento alternativo del convencional o una combinación de ambas, obteniendo excelentes resultados reduciendo tiempo de trabajo y uso de material, una mayor precisión diagnóstica y de diseño.

Es importante recalcar que el éxito del tratamiento dependerá de la importancia de estudiar y desarrollar las habilidades para el manejo de sistemas CAD-CAM, tener los conocimientos fundamentales en prótesis parcial removible, materiales dentales, oclusión, el diseño y la manufactura de las prótesis para seleccionar el mejor sistema y técnica conveniente para cada caso clínico.

Actualmente, el sistema CAD CAM se encuentra al alcance de algunos consultorios y clínicas odontológicas en México por lo que su uso está creciendo. Las escuelas de odontología deberían abrir en sus planes de estudio la capacitación para el manejo de estas tecnologías, dar la información necesaria para elegir el mejor sistema, material y técnica, para llevar a cabo el tratamiento de sus pacientes, porque en un futuro cercano los métodos digitales sustituirán a los convencionales.

Referencias bibliográficas

1. Maxe Milian, A. I. (2016). Prevalencia de edentulismo parcial según la clasificación de Kennedy en pacientes atendidos en la clínica estomatológica de la Universidad Señor de Sipán durante marzo 2015–marzo 2016. [Tesis], Perú: Universidad señor de Sipán; 2016. Recuperado a partir de: <https://repositorio.uss.edu.pe/bitstream/handle/20.500.12802/134/1/NFORME%20DE%20TESIS%20MAXE%2013%2005%20%202016.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
2. Bernal Arcienega R. Prótesis parcial removible. México: Trillas; 2015. Pp. 12-21
3. Moreno Delgado M. El ABC de la prótesis parcial removible. México: Trillas; 2011. Pp. 15-30, 47-70
4. Ángeles M. F., Prótesis parcial removible. Procedimientos clínicos diseño y laboratorio, Editorial Trillas; 2016. Pp. 15-30, 51-71
5. Loza Fernández D. Valverde Montalvo R. Diseño de prótesis parcial removible. Madrid: Ripano editorial médica; 2006. Pp. 17-92
6. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. Materiales de restauración de cerámica CAD/CAM para dientes naturales. Revista de Investigación Dental. 2018;97(10):1082-1091. Recuperado a partir de: <https://www.sepes.org/wp-content/uploads/2021/11/CAD-CAM-Ceramic-Restorative-Materials-for-Natural-Teeth.pdf>
7. Revilla-León M, Gómez-Polo M, Vyas S, Barmak AB, Gallucci GO, Att W, Özcan M, Krishnamurthy VR. Artificial intelligence models for tooth-supported fixed and removable prosthodontics: A systematic review. J Prosthet Dent. 2023 Feb;129(2):276-292. Recuperado a partir de: [https://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(21\)00309-7/fulltext](https://www.thejpd.org/article/S0022-3913(21)00309-7/fulltext)
8. Mehl A, Blanz V, Hickel R. Biogeneric tooth: a new mathematical representation for tooth morphology in lower first molars. Eur J Oral Sci. 2005 Aug;113(4):333-40. Recuperado a partir de: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0722.2005.00224.x>
9. Kattadiyil MT, Mursic Z, AlRumaih H, Goodacre CJ. Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. The journal of prosthetic Dentistry (internet). 2014 Sep 1; 112(3): 444-8. Recuperado a partir de: [https://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(14\)00201-7/fulltext](https://www.thejpd.org/article/S0022-3913(14)00201-7/fulltext)
10. Disponible en: <https://www.dentsplysirona.com/en-us/discover/discover-by-category/cad-cam.html> Cited: Abril 2023.

11. Alghazzawi T. F. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res* (2016), Recuperado a partir de: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1883195816000098?via%3Dihub>
12. Takaichi A, Fueki K, Murakami N, Ueno T, Inamochi Y, Wada J, Arai Y, Wakabayashi N. A systematic review of digital removable partial dentures. Part II: CAD/CAM framework, artificial teeth, and denture base. *J Prostodont Res*. 2022 11 de enero; 66 (1): 53-67. Recuperado a partir de: https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_20_00117
13. Mai HY, Mai HN, Kim HJ, Lee J, Lee DH. Accuracy of removable denture metal frameworks fabricated by computer-aided design / computer aided manufacturing method: A systemic review and meta-analysis. *Práctica basada en J Evid Dent*. 2022 de septiembre; 22 (3): 101681. Recuperado a partir de: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1532338221001561>
14. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, Hyde TP, Nattress B, Pavitt SH, Seymour DW. Removable partial dentures: The clinical need for innovation. *J Prótesis Dent*. 2017 September; 118 (3): 273-280. Recuperado a partir de: [https://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(17\)30073-2/pdf](https://www.thejpd.org/article/S0022-3913(17)30073-2/pdf)
15. Chen SG, Yang J, Jia YG, Lu B, Ren L. TiO₂ and PEEK Reinforced 3D Printing PMMA Composite Resin for Dental Denture Base Applications. *Nanomaterials (Basel)*. 2019 Jul 22;9(7):1049. Recuperado a partir de: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6669468/>
16. Tregerman I, Renne W, Kelly A, Wilson D. Evaluation of removable partial denture frameworks fabricated using 3 different techniques. *J Prosthet Dent*. 2019 Oct;122(4):390-395. Recuperado a partir de: [https://www.thejpd.org/article/S0022-3913\(18\)31010-2/fulltext](https://www.thejpd.org/article/S0022-3913(18)31010-2/fulltext)
17. Mendes TA, Marques D, Lopes LP, Caramês J. Total digital workflow in the fabrication of a partial removable dental prostheses: A case report. *SAGE Open Med Case Rep*. 2019 Aug. Recuperado a partir de: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6699011/>
18. Fueki K, Inamochi Y, Wada J, Arai Y, Takaichi A, Murakami N, Ueno T, Wakabayashi N. A systematic review of digital removable partial dentures. Part I: Clinical evidence, digital impression, and maxillomandibular relationship record. *J Prostodont no Res*. 2022

11 de enero; 66 (1): 40-52. Recuperado a partir de:
https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_20_00116

19. BEGO Iberia S.L.U. BEGO CAD/CAM (Internet). 2021.p..32-44.
Available from: https://iberia.bego.com/fileadmin/BEGO-Iberia/user_downloads/MediaLibrary/CAD-CAM/ProductOverview/me_800162_0008_br_es.pdf

20. Porto de Freitas C., Falcão R.; Carneiro P., Larisse A.; Dafonte A. CAD/CAM technology for fabrication of reduction guide for RPD parallel guiding planes preparation: A dental technique. Primary Dental Journal, 2022, vol. 11, no 4, p. 66- 70. Recuperado a partir de:

https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/20501684221132976?url_ver=Z39.88-