



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

CONSIDERACIONES PARA LA SELECCIÓN DE
PRÓTESIS DENTAL PARCIAL REMOVIBLE POR SU
COMPOSICIÓN.

TESINA

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A:

ALYN ITZEL FLORES GONZÁLEZ

TUTOR: Mtro. FRANCISCO JAVIER DÍEZ DE BONILLA
CALDERÓN



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



A mis padres por todo el cariño, apoyo y confianza que han depositado en mí en todos estos años.

A mis hermanos, gracias por estar conmigo tanto en las buenas como en las malas y ayudarme siempre que lo he necesitado.

A ti mamá Delia por cuidarme y ver por mi durante tantos años.

A papá Efrén que a pesar de que ya no estás aquí con nosotros, siempre viste y sé que seguirás viendo por nosotros.

A mi tutor Mtro. Francisco Javier Díez de Bonilla, gracias por su ayuda en la elaboración de este trabajo.

Y a ti mi querido Charlie.



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	5
OBJETIVO.....	6
CAPÍTULO I ANTECEDENTES	7
CAPÍTULO II RESINAS ACRÍLICAS	10
2.1 Composición	11
2.2 Propiedades fisicoquímicas	12
2.3 Propiedades mecánicas	13
2.4 Respuesta biológica	14
2.5 Ventajas y desventajas.....	15
2.6 Indicaciones y contraindicaciones	16
2.7 Clasificación de las resinas acrílicas de acuerdo a su polimerización.....	16
2.7.1 Polimetacrilato autopolimerizable	16
2.7.2 Polimetacrilato termopolimerizable	17
2.8 Moldeado por inyección y moldeado por compresión	19
2.9 Procesado	19
2.10 Variantes	22
CAPÍTULO III PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE CONFECCIONADA CON NYLON.....	23
3.1 Composición	23
3.2 Propiedades físicas	24
3.3 Propiedades mecánicas	25
3.4 Cambios dimensionales	25
3.5 Propiedades térmicas, crecimiento bacteriano, decoloración.	26
3.6 Flexibilidad	26
3.7 Ventajas y desventajas.....	27



3.8	Indicaciones y contraindicaciones	29
3.9	Diseño	30
3.9.1	Distribución de tensiones	31
3.9.2	Descansos oclusales	32
3.9.3	Preservación de tejidos	32
3.10	Procesado	33
3.11	Marcas comerciales	36
CAPÍTULO IV PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE HÍBRIDA		38
4.1	Prótesis parcial removible metal-acrítica	38
4.1.1	Metales en odontología	38
4.1.1.1	Propiedades físicas	38
4.1.1.2	Aleaciones en odontología	39
4.1.1.2.1	Propiedades de las aleaciones dentales	39
4.1.1.2.2	Metales nobles utilizados en las aleaciones	40
4.1.1.2.3	Metales base utilizados en las aleaciones	41
4.1.1.2.4	Aleaciones con alto contenido de oro	43
4.1.1.2.5	Aleaciones de cobalto-cromo	43
4.1.1.3	Procesado de las aleaciones	44
4.1.2	Componentes de una prótesis metal acrílica	47
4.1.2.1	Conector mayor	47
4.1.2.2	Conector menor	48
4.1.2.3	Retenedores directos e indirectos	49
4.1.2.4	Apoyos o topes	51
4.1.2.5	Bases	52
4.2	Prótesis dental parcial removible metal-Nylon	53
CONCLUSIONES		56
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		58



INTRODUCCIÓN

Hoy en día una de las más grandes preocupaciones de los pacientes que recibirán una prótesis parcial removible, es el hecho de que dicha estructura posea elementos metálicos, los cuales pueden ser fácilmente visibles, resultando antiestéticos y en parte desagradables. A lo largo del tiempo el acrílico en el área odontológica, ha sido por excelencia una de las mejores innovaciones desarrollada por el hombre; es el material de primera elección para realizar prótesis dentales. Cuando se expone al paciente a un tratamiento como lo es la rehabilitación protésica, no solo se busca la funcionalidad de la prótesis dental, sino también la estética y calidad de ésta, esperando que se asemeje a las piezas dentales naturales.

Es por ello que en la actualidad, además del acrílico existen diversos materiales estéticos para poder brindar más opciones de tratamiento al paciente, uno de éstos es el uso de prótesis flexibles las cuales son elaboradas a base de Nylon.

El Nylon es un material plástico flexible que pertenece a la familia de las poliamidas, lo que le confiere propiedades elásticas diferentes a otros materiales, además de ser un material altamente estético.

La investigación acerca de los diferentes sistemas flexibles puede acercarnos más a las expectativas del paciente, ya que con esto no nos limitamos a una sola opción de tratamiento. Por lo tanto una obligación del odontólogo, es informarse sobre los diferentes productos en el mercado, los cuales deben ofrecer confort, estética, calidad y función.



OBJETIVO

Determinar los diversos materiales con los que se puede confeccionar una prótesis dental parcial removible, identificando propiedades, indicaciones, contraindicaciones, ventajas y desventajas, para la rehabilitación protésica en pacientes edéntulos parciales.



CAPÍTULO I ANTECEDENTES

En el año de 1851, las prótesis removibles eran confeccionadas de vulcanita o caucho vulcanizado, el cual fue descubierto en Inglaterra por Thomas W. Evans y patentado en Estados Unidos por Charles Goodyear en 1855; sin embargo dicho material no fue aceptado por el color que poseía.

Los ésteres de metacrilato termocurado, fueron desarrollados por el químico alemán Walter Bauer de la Compañía Rohm y Haasen de Darmstadt, siendo patentados en 1930 como material técnico dental.¹

Las resinas acrílicas comenzaron a utilizarse en los años 1936-1940, principalmente por los doctores Dappen y Schuebel en Alemania, reemplazando al caucho vulcanizado.

Desde 1937 hasta nuestros días, las resinas acrílicas han sufrido muchos cambios, y todos para mejorar sus cualidades tanto de manipulación, de estética, como de funcionalidad. No obstante en 1946 Skinner apuntó cuáles debían ser las características ideales de un material de base.²

La resina acrílica llamada acrílico es una resina sintética, con cuerpo químico artificial derivado ácido acrílico análogo a la resina o polimetilmetacrilato (PMMA) de metilo.³

El PMMA es el material más utilizado para la elaboración de bases de dentaduras o prótesis parciales removibles. Fue introducido como material dental en 1937 por Walter Wright, en el año de 1945 más del 90% de las dentaduras eran procesadas con él, gracias a su fácil manipulación, biocompatibilidad, buena estética y bajo costo.⁴

Al pasar de los años, muchos investigadores han examinado la resistencia flexural de los polímeros para base de dentadura: Hargreaves,



1983; Reitz, Sanders y Levin, 1985; Montes- G y Draughn, 1986; Bunch, 1987; Shlosberg, 1989; Hayakawa, 1990; Iwahori, 1992.

Así mismo, en 1995, Arima y colaboradores, reportaron la resistencia flexural de seis polímeros autopolimerizables y demostraron que la resistencia flexural fue más baja que en aquellos polímeros curados por calor.

Por otro lado Ruyter y Svendsen, en 1980, reportaron la resistencia flexural de las resinas acrílicas autopolimerizables; Stafford, en el mismo año, estudió una variedad de resinas termocurables para base de dentadura al alto impacto; prueba mecánica que permite predecir el comportamiento clínico de las bases para prótesis.

El desarrollo de los polímeros en odontología produjo una alternativa al uso del PMMA, una de estas alternativas son las poliamidas o Nylon. El Nylon, cuya curiosa etimología se debe a que se sintetizó, independientemente, en Nueva York y Londres, es el nombre genérico que se utiliza para ciertos tipos de polímeros termoplásticos que pertenecen a la clase conocida como poliamidas. Fue introducido por primera vez como base para dentaduras en 1950; desarrollado como resultado de la investigación de W. H Carathoer y asociados del Du Pont Chemical Co. De América, en su búsqueda de un material de fibras sintéticas (1928-1938).^{5,6}

Años después en 1957, Egon Meyer Mast, escribió varios artículos publicados en la revista del círculo odontológico de la época: “El advenimiento y uso del Nylon y superpoliamidas en prótesis dental”, sin embargo, el uso de este material tuvo poco augurio y su éxito fue mínimo, ya que contaba con el inconveniente de absorber agua y dentro de la boca alteraba su forma y dimensión vertical ya que incorporaba saliva en su interior.⁸



En comparación con el polimetilmetacrilato, el Nylon era áspero, menos rígido, altamente resistente, resistente a la abrasión y prácticamente irrompible. Sin embargo, debido a ciertos inconvenientes de las poliamidas tales como deterioro del color base, manchas, alta absorción de agua, rugosidad de la superficie después de algunas semanas de uso y dificultad en su elaboración, su uso estaba restringido a condiciones limitadas tales como fracturas de prótesis continuas, falta de coordinación y construcción de aparatos de ortodoncia neuromuscular.⁶

Además se cree que las dentaduras a base de poliamida es una opción para los pacientes alérgicos al polimetilmetacrilato. Por desgracia la prótesis confeccionada con Nylon carece de los elementos de apoyo que posee una prótesis convencional.⁷

CAPÍTULO II RESINAS ACRÍLICAS

Las resinas acrílicas fueron desarrolladas en la década de los treinta y utilizadas en odontología en los años cuarenta, primero como bases para prótesis totales, después como material de restauración directa para dientes anteriores y luego para la fabricación de dientes, carillas, cucharillas o portaimpresiones, prótesis provisionales, férulas, guardas nocturnas, aparatos ortodóncicos, entre otras. Se han utilizado generalmente para sustituir los dientes perdidos y tejidos periodontales en pacientes desdentados o parcialmente desdentados (fig.1).¹

El polimetilmetacrilato (PMMA) es el material más comúnmente utilizado, ya que satisface la mayor parte de propiedades físicas, mecánicas y biocompatibilidad, para una prótesis intraoral.⁹

La resina acrílica originalmente es clara e incolora, pero puede teñirse con facilidad, de aquí que sea idónea para que se le den los colores o tonos de las estructuras de la boca, como dientes o encía. Es un material cuyas propiedades físicas y mecánicas mejoran cuanto mayor es su peso molecular.¹⁰



Fig. 1 Prótesis parcial removible acrílica.



Las resinas acrílicas se derivan del etileno y contienen un grupo vinilo, de éstas sólo dos series son importantes en odontología, una se deriva del ácido acrílico y la otra del ácido metacrílico.

2.1 Composición

Por lo general el monómero es metilmetacrilato (MMA) puro con una pequeña cantidad de hidroquinona (0.006% o menos) que ayuda a inhibir la polimerización durante su almacenamiento. Es un monómero vinílico que se mezcla con el polímero y forma una masa plástica.²

El dimetacrilato o agente de enlace (etilenglicolmetacrilato), ayuda a incrementar la resistencia de la prótesis y una amina aceleradora, la cual actúa descomponiendo el peróxido orgánico a temperatura ambiente para que pueda producirse la polimerización de los materiales autopolimerizables.

El MMA es un líquido transparente a temperatura ambiente, tiene una alta presión de vapor y es un excelente solvente orgánico. La polimerización del metilmetacrilato se puede iniciar mediante la luz visible, luz ultravioleta o calor. En odontología suele polimerizarse mediante el uso de un iniciador químico.

Propiedades físicas:¹¹

- Punto de fusión: -48°C
- Punto de ebullición: 100.8°C
- Densidad: 0.945g/mL a 20°C
- Temperatura de polimerización: 12.9Kcal/mol.

El polímero o polimetilmetacrilato puro (PMMA) es un polvo con pequeñas partículas esféricas, llamadas perlas. Está compuesto por peróxido de benzoilo al 1%, actúa como iniciador de la primera fase de la polimerización, dióxido de titanio, el cual incrementa la opacidad, de modo



que el material se aproxime a la misma translucidez de la mucosa oral. Pigmentos colorantes inorgánicos como el sulfuro de mercurio que le da el color rojo, sulfuro de cadmio que le da el color amarillo y óxido férrico que le da el color marrón, siendo utilizados todos estos colorantes con el fin de igualar o aproximarse al color de la mucosa oral. También posee fibras sintéticas teñidas, con el fin de simular los vasos sanguíneos de la mucosa; al igual que plastificantes como Ftalato de dibutil, el cual aumenta la solubilidad del material en un 8-10%, con el fin de evitar el deterioro de la resina expuesta al medio bucal.¹

Propiedades físicas:¹¹

- Dureza: 18 a 20 Knoop.
- Resistencia a la tensión: 60MPa.
- Densidad: 1.19g/cm³.
- Módulo de elasticidad: 2.4GPa.
- Se ablanda a 125°C.

2.2 Propiedades fisicoquímicas

Por tratarse de sólidos amorfos, el agua puede difundirse hacia sus espacios intermoleculares, produciendo el fenómeno de absorción acuosa. Su dureza es menor a la de los tejidos dentarios.

Posee conductividad térmica reducida, temperatura de distorsión calórica relativamente baja (95°C), por lo que se debe advertir al paciente que no realice la limpieza de la prótesis con agua muy caliente, porque puede llegar a deformarse la base, haciendo que la adaptación de la prótesis sea difícil de realizar.

De igual forma debe tener una contracción volumétrica de polimerización elevada, 0.5% aproximadamente, adhesión nula al metal y a la porcelana, absorción hídrica elevada lo cual favorecerá la expansión de la prótesis compensando la contracción que se produjo durante el proceso



de polimerización, también posee buena estabilidad cromática y biocompatibilidad.

Posee una flexibilidad ideal para no deformarse ante cargas y distribuir las en toda la zona de soporte.

Por lo tanto, las resinas autopolimerizables ofrecen menores propiedades físicas que las termopolimerizables, con excepción de la contracción de polimerización.¹⁰

La resistencia de las resinas acrílicas fluctúa de manera considerable según la composición de éstas. Se ha dicho que cuanto más bajo es el grado de curado de un polímero sólido, es menor su resistencia.

El bajo grado de polimerización que se consigue, el monómero residual retenido, la resistencia y rigidez máxima de las resinas autopolimerizables es menor que las termocurables. Sin embargo, la diferencia de módulo elástico entre ellas no es mayor.

La resistencia y rigidez, se reducen después de la sorción de agua. Las propiedades de la resina también disminuyen con el acabado de la prótesis, con el uso de abrasivos y agentes de pulido.

Las propiedades traccionales de las resinas de autocurado por lo general son menores que las de las termocurables. La resistencia a la tracción de la resina es muy inferior a las aleaciones que se emplean en vaciados dentales, pero parece adecuada al juzgar por la pequeña cantidad relativa de fracturas de la prótesis durante el uso.²

2.3 Propiedades mecánicas

Las resinas acrílicas poseen un módulo elástico bajo, con elongación menor y límite proporcional alto, todo esto evita que se produzca una deformación permanente, además poseen, resistencia a la



compresión, a la tracción, al impacto, a la fatiga, a la fractura y a la abrasión.¹

Cabe destacar que este polímero es muy estable. No se decolora con la luz ultravioleta y tiene notables propiedades de envejecimiento. Tiende a absorber agua mediante un proceso de imbibición. Su estructura no cristalina posee mucha energía interna. Por ello se puede producir la difusión molecular en la resina, ya que se necesita menos energía de activación.¹¹

2.4 Respuesta biológica

La resina debe ser insípida, inodora, no tóxica, no debe irritar los tejidos bucales. Por lo que para cumplir estos requisitos, debe ser totalmente insoluble en la saliva y en cualquier otro fluido que se lleve a la boca y debe ser impermeable a los fluidos orales para no resultar poco higiénica ni desagradable en cuanto a sabor u olor.

Son prácticamente biocompatibles, por lo que los productos utilizados como cemento quirúrgico en implantes óseos están hechos a base de la molécula de polimetilmetacrilato.¹⁰

Es menester mencionar que pueden presentar irritación, la cual es causada por los componentes del polímero, monómero residual, peróxido de benzoilo, hidroquinonas o una reacción a algún componente de la prótesis y su medio. Pueden presentarse reacciones alérgicas al PMMA debido a la presencia residual de monómero en las prótesis ya que el monómero de metacrilato, se difunde a través de los tejidos bucales adyacentes, lo que en algunos casos resulta en irritación o provocar reacciones alérgicas. Sin embargo la cantidad de monómero residual que se encuentra en las prótesis bien procesadas es cercano al 0.5% lo cual no es causa de alguna reacción alérgica o de hipersensibilidad, por lo que es primordial respetar la proporcionalidad así como los tiempos y la temperatura de polimerización. El contacto directo con este material



puede ocasionar dermatitis. Los vapores del monómero presentes en el medio pueden producir intoxicación.

En este material pueden desarrollarse colonias de hongos o candidiasis en uso en la cavidad bucal a causa de los espacios o burbujas ocasionados por una mala manipulación y deficiencia en la limpieza de los aparatos fabricados.¹¹

2.5 Ventajas y desventajas

Ventajas:

- Son económicas, insolubles y biocompatibles.
- No se requiere equipo sofisticado para su manipulación, por lo que su manipulación es sencilla.
- Existe gran gama de colores, como variantes de color existen en los tejidos duros y blandos de la cavidad bucal.
- Sus propiedades físicas y mecánicas son óptimas para su uso.

Desventajas:

- Su dureza es menor a la del esmalte del diente, por lo que se sufre abrasión cuando se usa en la reconstrucción de áreas oclusales en función.
- En su uso para la fabricación de prótesis, su contracción altera la dimensión vertical de ésta.
- Existe el riesgo de permitir que se cultiven hongos bucales (candidiasis).
- Debido a la baja resistencia mecánica, los conectores de acrílico tienen que ser muy voluminosos.
- Son prótesis mucosoportadas, por lo tanto tienen el potencial de trauma mecánico.¹⁰



2.6 Indicaciones y contraindicaciones

Indicaciones:

- Solamente deben de ser usadas como tratamiento temporal, a la espera de un tratamiento permanente.
- Prótesis de transición, para facilitar la adaptación a una prótesis total futura.

Contraindicaciones:

- Restauraciones a largo plazo.
- Pacientes que presenten alguna enfermedad sistémica, o adquirida, como: aquellos que padecen de demencia y psicosis, ya que estos pacientes corren el peligro de deglutir las prótesis, pacientes con falta de coordinación motora; así como aquellos pacientes que padecen Corea, en la cual se produce una serie de movimientos involuntarios continuos, lo cual no permite que la prótesis se adapte a la mucosa oral y se mantenga el sellado periférico.
- Presencia de Torus palatino o mandibular.
- Frenillos bucales altos, ya que se produciría la expulsión de la prótesis.
- Movimientos involuntarios de la lengua.
- Pacientes que padecen diabetes o alteraciones sistémicas de alto riesgo, caso en el que los tejidos orales, no reaccionan de buena manera frente al material con el cual fue confeccionada la prótesis sobre todo en caso de prótesis implantosoportadas.¹

2.7 Clasificación de las resinas acrílicas de acuerdo a su polimerización

2.7.1 Polimetacrilato autopolimizable

Los materiales para base de las prótesis que pueden vaciarse son los únicos materiales autopolimizables que se han empleado regularmente



para bases de prótesis permanentes, reparación de prótesis dentales, confección de cubetas de impresión individuales y para elaborar aparatos de ortodoncia.

La mezcla se realiza de la misma forma que con las resinas termopolimerizables, la diferencia es que el tiempo de trabajo es muy breve. Con este acrílico, el monómero tiene solo 20 minutos para impregnar y difundir por los gránulos del polímero, por lo que se produce un polímero menos homogéneo, esto da a lugar a un material menos rígido, con inferior resistencia a la fatiga y al impacto. Las prótesis confeccionadas con este tipo de material contienen mayor porcentaje de monómero residual, el cual puede actuar como plastificador, reduciendo la temperatura a la que se produce la distorsión y aumentando la tendencia a la fluencia bajo carga. Sin embargo al poseer una mayor cantidad de monómeros residuales, los cuales actúan como plastificantes disminuyendo la tensión transversal de la resina en la prótesis, actuarán como irritantes de los tejidos bucales.

Las prótesis de este tipo sufren más contracción de procesado y son más porosas. Aunque estos dos efectos pueden reducirse por polimerización bajo presión hidráulica, la porosidad significa también que son más propensos a adquirir manchas con el uso normal. Además, los activadores químicos empleados pueden producir mala estabilidad del color.

Es así que con la finalidad de mejorar las propiedades físicas y mecánicas se han añadido distintos productos, como partículas de alúmina o de fibra de vidrio para mejorar la rigidez y disminuir el coeficiente de expansión térmica.^{1,12}

2.7.2 Polimetacrilato termopolimerizable

Las resinas acrílicas termopolimerizables, son aquellas que para completar el proceso de su polimerización requieren de una fuente de



calor externa, siendo utilizado generalmente el calor húmedo o baño de agua, en el cual es necesario dejar hervir la mufla con el aparato protésico a una temperatura de 65°C por un lapso de 1 a 2 horas. La preparación de la resina termopolimerizable consiste en unir el monómero y el polímero, los cuales deben mezclarse en proporciones de 3 a 1 (polvo-líquido) en un recipiente de vidrio, el cual debe mantenerse cerrado para evitar la evaporación de monómero, ya que si las proporciones no han sido respetadas o si se evapora el monómero puede existir la formación de porosidades granulares al finalizar la polimerización.

Así mismo el contenido en polvo, se agrega gradualmente al líquido para conseguir una mezcla homogénea y cremosa pasando el material polimérico por diferentes etapas como lo son: arenosa, filamentosa y plástica, ésta es la etapa ideal para llevar el material a la mufla previamente preparada, finalmente se encuentra el estado elástico, en éste se da la evaporación del monómero remanente o que no reacciona, es el periodo en el cual se realiza el termoprocesado del aparato protésico.

Este método de polimerización de las prótesis dentales removibles de resina, es uno de los más usados actualmente, es mucho más benigno ya que difícilmente provoca reacciones alérgicas como el de autocurado, ya que contiene menos monómero de metilmetacrilato sin reaccionar, lo que reduce la irritación tisular tras la colocación inicial de la prótesis en cavidad oral. Además de ser uno de los métodos de polimerización más exactos; sin embargo, presentan una resistencia relativamente elevada a la fractura por fatiga.

El polimetilmetacrilato termopolimerizable posee gran porosidad, alta absorción de agua, cambios volumétricos y monómero residual. Este material posee poca resistencia al impacto, a la tracción y resistencia a la flexión.^{10,1}



2.8 Moldeado por inyección y moldeado por compresión

Es importante notar que las resinas moldeadas por inyección son más flexibles que las moldeadas por compresión. Las resinas moldeadas por inyección generalmente requieren mayor contenido de monómero para mejorar su fluidez lo que facilita el llenado del molde. Este monómero adicional no reacciona en la resina polimerizada, a su vez el monómero puede servir como plastificante, lo que aumenta su flexibilidad.

La completa polimerización es importante por dos razones: el grado de polimerización afecta las propiedades mecánicas de la prótesis y el monómero no activo puede producir indeseables efectos en el cuerpo humano.

En consecuencia las resinas que muestran mayores grados de polimerización proporcionan ventajas clínicas. La técnica de moldeado por inyección proporciona un mayor tiempo de trabajo antes de que la polimerización esté completada, esto ayuda a mejorar la penetración de la resina en los espacios entre las fibras.⁶

2.9 Procesado

Se realiza un raspado a nivel del borde posterior de la base del modelo para conseguir un mejor sellado y a nivel de los márgenes gingivales se realiza un pequeño alivio.

Enfilado: el enfilado de los dientes ha de respetar el esquema oclusal del paciente. Los dientes adyacentes a un retenedor deben tallarse por proximal para que no haya interferencias en la oclusión y, a la vez, puedan entrar en contacto con la pieza pilar.

Encerado: Una vez terminado el enfilado, se procede a asegurar los dientes artificiales y luego se termina el contorno de las bases con



agregados de cera. El encerado de las bases debe tener un espesor aproximado de 2mm.

Enmuflado: Se procede a aislar las superficies internas de la mufla con vaselina para evitar que el yeso se pegue a sus paredes. Posteriormente se prepara una mezcla de yeso blanco, y se vierte en la mufla. El modelo se centra en el yeso y con una ligera presión se hunde hasta que los bordes de las bases de cera se encuentren a nivel de los bordes de la mufla. El yeso debe extenderse y cubrir todas las zonas del modelo menos aquellas que corresponden a las bases de cera y a los dientes artificiales. Una vez que el yeso ha endurecido, se aísla la superficie con vaselina. A continuación se prepara otra mezcla de yeso blanco con yeso piedra, la misma que se vacía en la contramufla hasta llenarla, por último se coloca la tapa de la mufla.

Desencerado: se procede a eliminar la cera, introduciendo la mufla en un recipiente con agua hirviendo durante un tiempo determinado que permita el reblandecimiento de la cera sin que ésta llegue a licuarse. Se separan las partes de la mufla y son lavadas con un chorro de agua hirviendo, se dejan enfriar durante 10 minutos para luego proceder a pincelar las superficies del yeso con separador yeso-acrílico, procurando que este material separador no toque los dientes. Cuando el separador se haya secado y las partes de la mufla se encuentren a temperatura ambiente, la mufla estará en condiciones de ser empacada, es decir de recibir el acrílico base.

Preparación y empacado del acrílico: En un envase bien limpio se prepara la mezcla del polvo (polímero) con el líquido (monómero). Se espátula enérgicamente para permitir la activación de la mezcla y luego se la deja reposar, tapando el envase para evitar la evaporación del monómero. Esperar algún tiempo hasta que la preparación se torne en una masa plástica que permita el modelarla con las manos sin pegarse, lo que se considera la consistencia adecuada para el empaquetamiento.



El empaquetamiento se realiza mejor con los dedos, por lo que las manos deben estar bien lavadas para evitar contacto con impurezas. En la mufla se coloca el material para las bases y mediante presión digital se va empaquetando el material en las zonas correspondientes, procurando hacerlo con cierto exceso que será eliminado posteriormente. Se coloca una hoja de polietileno seco entre la mufla y contramufla para evitar la unión inicial del material base con los dientes. Se cierra la mufla y se prensa lentamente para que el material en exceso salga entre la unión de las partes.

Se abre la mufla, se quita la hoja de polietileno y se recortan los excesos con un instrumento cortante. Finalmente cerramos la mufla y prensamos para proceder al curado.

Curado: El conjunto de la mufla con la prensa se sumerge en un recipiente con agua caliente a una temperatura aproximada de 65°C y por espacio de 90 minutos, luego se eleva la temperatura a 100°C y se deja hervir la mufla por una hora más. Se deja enfriar a temperatura ambiente, hasta su enfriamiento completo.

Desenmuflado: La apertura de la mufla y la eliminación del yeso deben realizarse con cuidado para evitar fracturas ya sea del modelo o de las estructuras de la prótesis.

Terminación y pulido: El terminado de la prótesis se inicia eliminando todos los excesos de resina acrílica de la superficie externa, para lo cual utilizamos puntas abrasivas o fresas para acrílico. El pulido se realiza con conos y ruedas de fieltro para terminar con cepillos de cerda y piedra pómez. Una vez terminado el pulido, debe lavarse la prótesis con agua y jabón.¹³



2.10 Variantes

La introducción de las resinas acrílicas en odontología fue revolucionario. Son materiales sintéticos que pueden ser moldeados, empacados o inyectados en moldes durante el inicio de la fase plástica. El PMMA termopolimerizable presenta gran porosidad y absorción de agua, cambios volumétricos y monómero residual. Con el desarrollo de los polímeros existen más alternativas al PMMA, tales como las poliamidas (Nylon), resinas acetálicas, resinas epóxicas, poliestireno, policarbonatos, todas estas resinas polimerizan por un proceso termoplástico.¹⁴

Polietileno: Es químicamente el polímero más simple, es muy económico. Químicamente inerte, se obtiene de la polimerización del etileno. Presenta alta resistencia al impacto, translucidez, baja sorción de agua, es fácil de procesar y es flexible. Sus fibras se emplean como refuerzo ya que tiene las características estéticas adecuadas, además de una excelente unión al PMMA.

Resinas acetálicas: Las resinas acetálicas tienen resistencia a la fractura, dureza y flexibilidad. Sin embargo carecen de translucidez. Se puede utilizar para retenedores prefabricados, armazones para prótesis removibles, dientes prefabricados o aparatos de ortodoncia.

Poliestireno: Estas resinas se funden a 230-290°C. Presentan resistencia a la fractura y flexibilidad, su dureza es baja comparada con las resinas acetálicas. Son utilizadas como restauraciones provisionales. No están indicadas para prótesis parcial removible.

Policarbonatos: Poseen una resistencia al impacto hasta nueve veces mayor que el acrílico. Son ideales para la fabricación de coronas y puentes provisionales. No es adecuado para la elaboración de armazones para removibles.¹¹

CAPÍTULO III PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE CONFECCIONADA CON NYLON

El Nylon puede ser una alternativa al polimetilmetacrilato (PMMA), en situaciones especiales en donde se requiera una mayor flexibilidad, mayor resistencia a la fatiga y mayor resistencia al impacto.⁶

Es un elemento ideal para la confección de prótesis parciales, a veces completas desarrolladas a base de resina de Nylon termoplástico biocompatible, con propiedades físicas y estéticas exclusivas.

El Nylon pertenece a la familia de las poliamidas, cosa que enaltece aún más sus propiedades elásticas. Su principal característica es la flexibilidad.⁸ Fig.2



Fig 2. Prótesis parcial removible confeccionada con Nylon.¹⁵

3.1 Composición

Consiste en una cadena estable de polímeros que no contiene monómeros, es decir no se realiza por mezcla de ambos materiales como el acrílico, por lo tanto, no suelta componentes reactivos después de estar polimerizado y en uso.



Se fabrica a partir de semillas de ricino, celulosa (algodón), furfural (cáscara de avena), aceites (semillas) y derivados del almidón y carbón. La resina de Nylon además presenta otros componentes que son: antioxidantes, que lo protegen de la degradación química causada por el oxígeno, estabilizadores ultravioletas, que protegen el material terminado de la humedad, plastificantes que le dan flexibilidad, lubricantes que reducen la fricción, pigmentos que le proporcionan la coloración, sustancias ignífugas que son aquellas que disminuyen o anulan la combustibilidad del material, sustancias antiestáticas como aditivos, y como material de refuerzo fibras de vidrio que le dan resistencia y estabilidad.¹⁶

3.2 Propiedades físicas

El Nylon es un polímero cristalino mientras que el polimetilmetacrilato es amorfo. Por lo que en sólido hay más o menos un orden paralelo de la molécula, que es debido a las fuertes fuerzas de atracción entre las cadenas.

La cristalinidad del Nylon se le atribuya la falta de solubilidad, alta resistencia al calor y alta conductividad térmica. Las características más sobresalientes son su resistencia, baja densidad, resistencia a la abrasión, mayor punto de fusión y resistencia al ataque químico.

Es insoluble en casi todos los disolventes comunes, por lo que no puede ser moldeado por técnicas habituales; el material fundido debe ser inyectado en una mufla bajo presión.

Así mismo, su flexibilidad junto con su fuerza, le permite resistir a la fractura. Se ha criticado la flexibilidad de Nylon, ya que su flexibilidad puede conducir a una carga desigual en la mucosa y el hueso de soporte, especialmente en la mandíbula.⁶

De acuerdo a sus características el Nylon presenta:⁸

- Peso específico: 1,04



- Elasticidad: 26,67 N/mm²
- Dureza: 6,45 Knoop
- Resistencia a la fractura 160°C.

3.3 Propiedades mecánicas

La principal ventaja de Nylon radica en las excepcionales propiedades mecánicas de resistencia al choque y al estrés, posee una mayor resistencia a la fatiga en comparación con PMMA, aunque todavía no hay información disponible que compare este dato en condiciones bucales.

Aunque el Nylon tiene propiedades mecánicas superiores a cualquier otro material utilizado como base no metálico, hay algunas limitaciones tales como dificultades de procesamiento y los cambios dimensionales. Las principales ventajas de la dentadura a base de Nylon son que es más ligera y su resistencia.

La resistencia a la tracción del Nylon es de 10,000-11,500 lb lb/ Sq.pg² en comparación con el acrílico 7.000-8.000 lb/sq.pg². Tiene mayor resistencia a la abrasión, memoria elástica, resistencia a la fluencia y es conductor cíclico de estrés.

3.4 Cambios dimensionales

El Nylon es higroscópico, la humedad varía dependiendo de las condiciones a su alrededor. Al sumergirlo en agua el material se hincha (hay una expansión lineal). Al procesar la base de una prótesis se produce una deformación desigual en diferentes dimensiones (anterior y posterior). La magnitud de estos cambios dimensionales depende de las condiciones de moldeo, forma del molde y dirección en la que fue liberado.



3.5 Propiedades térmicas, crecimiento bacteriano, decoloración.

El Nylon posee un bajo coeficiente de expansión lineal y conducción galvánica. De acuerdo con Auzar et al, las prótesis a base de poliamidas cuando son pulidas de forma tradicional se vuelven más suaves que una de polimetilmetacrilato, cuando se usa la misma técnica de pulido.

Su superficie rugosa provoca formación y crecimiento de colonias bacterianas, se demostró que la mayor formación de Cándida se encuentra en las prótesis a base de poliamidas a diferencia de las de polimetilmetacrilato. Aunque las poliamidas presentan mayor agrado en términos de estético y confort.

3.6 Flexibilidad

La flexibilidad usualmente no se considera una ventaja en los materiales utilizados para prótesis. Sin embargo, puede ser una propiedad útil en ciertas prótesis dentales. La flexibilidad del Nylon varía dependiendo del procedimiento de moldeo, temperatura y presión de inyección del material, los remanentes del Nylon presentes después de la inyección del material se ha encontrado que suelen ser quebradizos. Esto es atribuido al hecho de que no fue sometido a la presión adecuada. Recientemente se ha demostrado que cuando el Nylon absorbe menos agua se torna mas flexible.

Cabe mencionar que las dentaduras totales confeccionadas de Nylon no son flexibles ya que usualmente son más gruesas y no presentan esta propiedad.

Las resinas termoplásticas para prótesis sin retenedores metálicos poseen baja absorción de agua y solubilidad, ofreciendo ventajas higiénicas.



Debido a su bajo módulo de elasticidad y fácil manipulación, este material hace posible hacer retenciones delgadas a comparación de la resina acrílica.

La flexibilidad es ventajosa cuando se presentan socavados en la tuberosidad maxilar con reducido vestíbulo bucal. Se ha comprado que, pacientes con esclerosis los cuales presentan cicatrices en áreas orales y faciales debido a la enfermedad, o aquellos susceptibles a traumas o lesiones, prefieren la comodidad y función que solo puede ser dada por una prótesis parcial removible flexible. De igual forma, el uso de Nylon también es un método efectivo para la corrección de recisiones gingivales.⁶

3.7 Ventajas y desventajas

Ventajas:

- La translucidez del material mimetiza el tono del tejido, haciéndolo casi imperceptible a la vista.
- Estética más aceptable, al no poseer retenedores metálicos. Los retenedores no son visibles en las superficies dentales, lo cual mejora la estética.
- El material tiene buena flexibilidad, incluso si hay un poco de flexión, vuelve a la forma y posición original.
- Su excelente biocompatibilidad es debida a que el material es libre de monómero y metal, los cuales son la principal causa de reacciones alérgicas en las dentaduras convencionales.
- No generan lesiones dolorosas
- Absorben pequeñas cantidades de agua para hacerla más suave y compatible con los tejidos.
- Son una excelente alternativa en el tratamiento de rehabilitación de anomalías como la displasia ectodérmica.
- Fácil colocación en boca.



- Es una excelente opción para los pacientes con condiciones orales comprometidas.
- Excelente memoria plástica
- Irrompible
- Livianas
- Confortable e hipoalergénica
- No se deteriora en contacto con fluidos bucales
- Correcta distribución de fuerzas en áreas edéntulas.
- Elimina presiones tangenciales en dientes remanentes naturales pilares.
- Estimulación de encía por flexibilidad de la resina.
- Al ser mucosoportada protege a las piezas remanentes no esforzándolas con diferentes presiones. Deben confeccionarse en forma sobreextendida en el reborde edéntulos ya que, debe presionar no hundirse.
- No es necesaria ningún tipo de preparación previa ni tallado en dientes naturales, salvo algunos pequeños apoyos, para evitar así la incrustación de la prótesis en tejidos blandos, luego de un largo periodo de uso.
- Este tipo de prótesis es extremadamente estable y retentiva, lo cual se mantiene debido a la flexibilidad de los retenedores.^{8,17,18}

Desventajas:

- Al ser un material plástico no se pueden hacer secciones delgadas como con el metal. Corre el riesgo de fractura.
- No es conductor de calor o frío así como el metal, por lo tanto el paciente no puede disfrutar de ciertos alimentos.
- Los pacientes con problemas periodontales, pueden presentar gran movilidad dental debido a la pérdida de soporte óseo, al ser un material flexible toda la zona mantiene esta flexión causando fuerzas desfavorables que a su vez resultan en mayor pérdida ósea.



- Al ser mucosoportadas presentan un alto riesgo de traumatismo a los tejidos gingivales que causa retracción (recesión) gingival y atrofia alveolar.
- Tiene un precio más elevado.
- Se requiere más tiempo de trabajo para ajustarla.
- Requiere instrumentos especiales para realizar ajuste
- Es difícil de reparar en caso de fractura, en dado caso se recomienda realizar un rebase.
- Generalmente no se utilizan como restauración a largo plazo, están destinadas únicamente como restauraciones provisionales o a corto plazo.
- Absorben agua, por lo que tiende a decolorarse.^{17,18}

3.8 Indicaciones y contraindicaciones

Las indicaciones y contraindicaciones de las prótesis parciales flexibles son las mismas que las de la prótesis convencionales, además de aquellas en donde el uso de las prótesis convencionales es limitado o está contraindicado. No hay casos en donde una prótesis convencional funcione mejor que una flexible. Por ende las propiedades físicas del material lo hacen más adaptable en casos difíciles.

Indicaciones:

- Pacientes pediátricos.
- Paladar hendido.
- Debido a su excelente biocompatibilidad, es el reemplazo ideal para los pacientes alérgicos al polimetilmetacrilato.
- Las prótesis flexibles pueden ser el tratamiento de elección para aquellos pacientes con historial de continuas fracturas de prótesis. También son una excelente alternativa a implantes o prótesis parciales fijas.



- Son mucosoportadas, no toman en cuenta las piezas pilares. Por lo tanto pueden ser utilizadas en pacientes con enfermedad periodontal y movilidad dentaria.
- Pacientes con torus palatino y mandibular.
- Como provisional en lugar del uso de provisionales de acrílico.
- Como obturador en maxilectomías
- En casos de prótesis individuales, cuando el paciente no quiere utilizar prótesis fijas.
- Como carillas para enmascarar recesiones gingivales.
- Pacientes con esclerosis y microstomía.^{8,17,18}

Contraindicaciones:

- Pacientes que no beben de llevar ningún aparato removible.
- Sobremordidad profundas (4 mm o más) donde la porción anterior puede ser desalojada en un movimiento excursivo.
- Poco remanente dental con mínimo recorte para su retención
- Extensiones bilaterales distales libres y reborde alveolar en filo de cuchillo.
- Pacientes con insuficiente espacio interoclusal (menos de 4mm de espacio para la colocación de los dientes), prominente reborde alveolar donde hay menor espacio para la colocación de dientes.
- Rebordes alveolares planos con poco tejido de soporte que requieren prótesis más rígidas.^{17,18}

3.9 Diseño

La manipulación de este material termoplástico se realiza por la técnica de inyección por moldeo. El acrílico del que están fabricados los dientes no se une químicamente con el Nylon, por lo que se deben de crear pequeñas retenciones en los dientes de acrílico para crear una unión mecánica.

La gran diferencia entre las prótesis convencionales y las prótesis confeccionadas de Nylon es la presencia de descansos oclusales. Sin embargo la flexibilidad del conector mayor actúa por sí mismo como rompedor de fuerzas distribuyendo las cargas sobre los tejidos blandos y duros. Como casi no hay cargas sobre los dientes pilares, no se aprecia movilidad dentaria como con las prótesis convencionales. No posee retenedores metálicos, los retenedores de ésta están fabricados del mismo material termoplástico.

Existen diferentes tipos de retenedores entre los que encontramos el retenedor principal, retenedor circunferencial, retenedor circunferencial continuo frontal y el retenedor combinado (fig.3).¹⁹

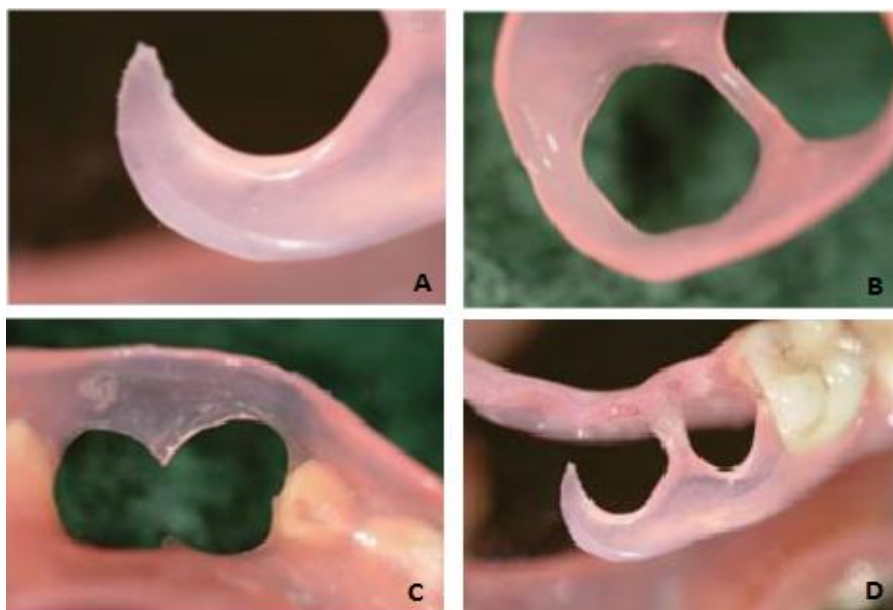


Fig.3 A) Retenedor principal. B) Retenedor circunferencial. C) Retenedor circunferencial continuo frontal. D) Retenedor combinado (mezcla de retenedor principal y circunferencial).

3.9.1 Distribución de tensiones

La distribución de tensiones en una prótesis parcial removible rígida está controlado por elementos estructurales en su diseño, específicamente la relación cooperativa de los retenedores, descansos oclusales, brazos



recíprocos, conectores menores y planos guías, si son necesarios. La distribución de tensiones en una prótesis flexible se logra por la flexibilidad del conector mayor que actúa como rompefuerzas.

Los tejidos soportan las bases sobre el reborde desdentado, sin colocar una carga de estrés en los dientes pilares. En prótesis removible a extensión distal, en el extremo libre desdentado se distribuyen las tensiones a lo largo del reborde desdentado.

3.9.2 Descansos oclusales

No hay necesidad de realizar descansos oclusales o topes verticales en prótesis flexibles. Los descansos oclusales son un componente estructural rígido, cuya función específica es compensar tensiones potencialmente perjudiciales resultantes del efecto fulcrum de un conector mayor rígido. Esta función es con frecuencia simplificada, ya que el descanso oclusal está diseñado para soportar la tensión que se ejerce sobre el proceso alveolar. En realidad esta simplificación es una función secundaria, a la función principal, la cual es resistir las fuerzas de desequilibrio debido a la combinación del diente y tejido de soporte. Las bases flexibles eliminan la necesidad del uso de descansos oclusales ya que la distribución de tensiones se encuentra en equilibrio.

3.9.3 Preservación de tejidos

La flexibilidad de la prótesis, parece actuar a largo plazo como acondicionador de tejidos. El ligero movimiento sobre los tejidos estimula la circulación de la sangre y las fuerzas oclusales de transferencia dinámica parecen reducir la atrofia que se puede establecer por debajo de la base que no se involucra con el tejido o hueso. De igual forma, la flexibilidad del conector mayor elimina el efecto fulcrum a través del arco.

El fulcrum es uno de los elementos que componen a una prótesis parcial removible convencional, que debe ser compensado por el diseño estructural, retención, descansos, y retenedores pasivos.



La ley de Wolff de la teoría ortopédica, se refiere a la correlación entre la regeneración ósea y el comportamiento con fuerza fisiológica. Cuando aplicamos una fuerza a las estructuras óseas se encuentra dentro de normas fisiológicas, el hueso responde logrando estabilizar fisiológicamente la masa y densidad normal. Cuando la fuerza es por debajo de lo normal, el hueso responde reabsorbiendo o contrayéndose. Cuando las fuerzas son excesivas el hueso responde creciendo más de lo normal tanto en masa como en densidad. Normalmente se espera la presencia de atrofia en el reborde, donde no está comprometido con la masticación. Cuando el reborde está excesivamente comprometido observamos aposición ósea. Cuando presenta un compromiso normal hay una masa y densidad ósea normal. El único factor a tener en cuenta es el equilibrio de la distribución de fuerzas, sobre el reborde desdentado, si debe o no participar en absoluto.¹⁸

3.10 Procesado

- a) No se requieren preparaciones en boca para su elaboración. Sólo se hace una impresión con hidrocoloides o elastómeros, para tomar el modelo primario, este modelo se duplicará, para realizar rodetes de cera, manteniendo las relaciones mandibulares y montarlo al articulador.
- b) Se harán retenciones en forma de “T” en los dientes artificiales. Las retenciones se realizan para crear retención mecánica con el acrílico y la base flexible, éstas se pueden realizar antes de colocar los dientes o se remueven antes de hacer el desencerado. La cera se debe de retirar completamente de las retenciones, de lo contrario el material flexible no fluirá adecuadamente en las retenciones hechas.
- c) Unir las aberturas formadas hacia los canales para que el material fluya en el molde. También existen los canales prefabricados, pero de igual forma se pueden modelar con cera.



d) El desencerado se realiza en una mufla especial de inyección por moldeo. La mufla se sumerge en agua hirviendo de 3 a 5 minutos para reblandecer la cera. Se abre la mufla y se enjuaga con agua caliente para retirar los remanentes de cera. Hay que revisar los márgenes de la mufla, asegurar que las dos mitades de la mufla encajen entre sí perfectamente. Se aplica al modelo una pequeña capa de separador y se deja secar.

e) Se selecciona el cartucho y se aplica spray de silicona en él, se coloca en el portacartucho para luego colocarlo en un horno eléctrico especial para el ablandamiento de material flexible, la aplicación del spray evita la adhesión del cartucho con el portacartucho. El material debe plastificar de 15 a 20 minutos de 550 a 560°F. La temperatura varía dependiendo del fabricante. Mantener la temperatura por un lapso de 20 minutos, se remueve el cartucho del horno y se coloca en la entrada de la mufla. El tiempo que transcurre durante el paso del cartucho del horno a la mufla debe ser menor a un minuto, si se deja pasar más tiempo el cartucho comenzará a enfriarse y podría no inyectarse. Con una prensa se debe de aplicar rápidamente una presión firme hasta comprimir completamente. Se deja enfriar la mufla por al menos 15 minutos antes de abrirla. El material debió fluir por los canales de inyección en el molde. Se abre la mufla y se recupera la prótesis, no se debe abrir la mufla rápidamente, esto evitará distorsiones en la prótesis.

f) Una vez recuperada la prótesis, se realiza el terminado de ésta. No se debe utilizar el mismo instrumental que con una prótesis acrílica, ya que generan calor, ocasionando formación de porosidades. Los canales formados se recortan con un cuchillo o disco especial. El terminado se realiza con fresas especiales y piedras montadas verde y rosa.

g) La resistencia a la tinción de la prótesis depende de su apariencia. La superficie de la prótesis debe ser muy brillante sin ninguna aspereza para resistir las manchas. El pulido de una prótesis parcial flexible se realiza en diferentes pasos después de cortar los canales. Se realiza con diferentes

cepillos y el uso de perlas de óxido de aluminio (se debe mezclar con agua). Para mantener el brillo de la prótesis es importante limpiarla después de cada comida (fig.4).²⁰

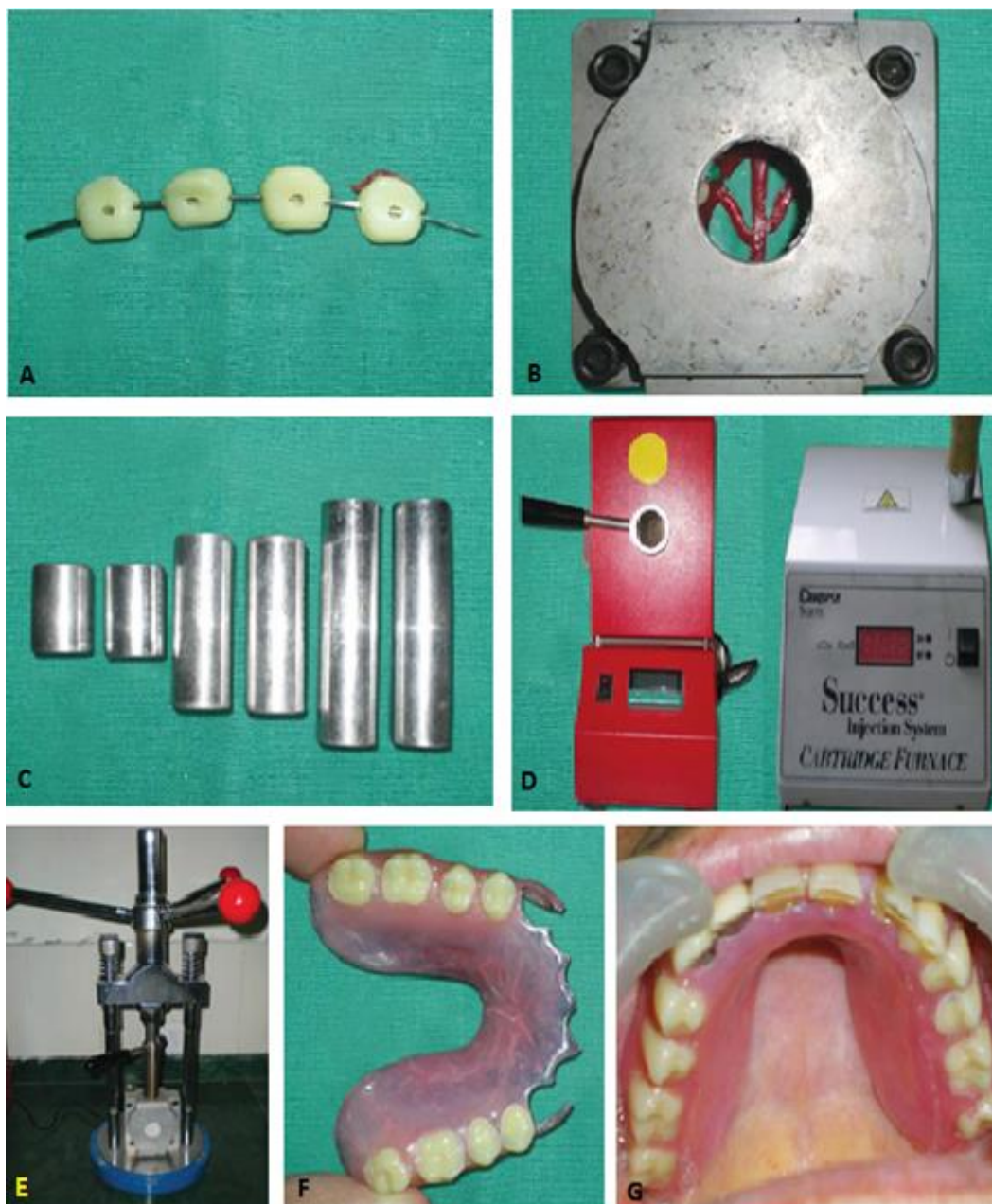


Fig.4 A) Retenciones en forma de "T". B) Mufla especial para el moldeo por inyección. C) Cartuchos que contienen el material flexible. D) Diferentes hornos eléctricos. E) Inyección del material en la mufla. F y G) Terminado y presentado de la prótesis.



3.11 Marcas comerciales

Valplast

Es un material de resina flexible ideal para prótesis parciales y restauraciones unilaterales. Es biocompatible y posee propiedades físicas y estéticas únicas, que proveen una ilimitada versatilidad de diseños y elimina el problema de alergia al monómero. Esta prótesis se adapta al constante movimiento y flexibilidad en boca. Su flexibilidad combinada con su gran resistencia y peso ligero proveen gran confort y apariencia.

Se debe lavar regularmente y mantener en agua de 10-15 minutos al día o al menos tres veces por semana. No se debe tallar la prótesis ya que puede perder su pulido y formar una superficie rugosa con el tiempo. Poseen garantía de por vida contra fracturas en uso normal.

Flexite

Material termoplástico con excepcional dureza y flexibilidad, fabricado y adecuado como una prótesis metálica. Su memoria es comparable con un alambre precioso, sin embargo, a comparación del Valplast estas prótesis pueden ser reparadas y rebasadas en el laboratorio o por el operador, ya sea utilizando el mismo material o con acrílico (el uso de acrílico puede ocasionar pérdida de sus propiedades flexible), en donde se debe de aplicar un agente de unión en las zonas donde no hay flexión.²¹

Sunflex

Está compuesto por Nylon termoplástico biocompatible, es irrompible, ligero y translucido, lo que permite que se asemeje a los tejidos. Las prótesis compuestas por Sunflex son prácticamente invisibles, irrompibles, libres de metal, ligeras e increíblemente cómodas. Son más resistentes a pigmentarse que otros acrílicos flexibles, éstas pueden ser rebasadas y reparadas, no se doblan ni se vuelven frágiles. Estas prótesis flexibles destacan estéticamente a otras con superior funcionalidad y comodidad. Son ideales para pacientes que únicamente pueden llevar prótesis removibles, aquellos que no quieren retenedores metálicos.



Proflex

Es el material flexible que se puede utilizar tanto en prótesis parcial removible como en prótesis totales. Desarrollado en 1998 por los laboratorios Pickett Proflex. Es un material hipoalergénico recomendado para pacientes que presentan alergia al acrílico o al metal. Estéticamente el material es semitranslúcido, permitiéndole a la prótesis mezclarse mejor con el color de la encía del paciente. No posee retenedores metálicos y es fácil de ajustar para el dentista. Éste material es resistente y durable, se puede rebasar o reparar.¹⁷

Lucitone FRS

Material termoplástico flexible, sin monómero. Está indicado para la fabricación de dentaduras temporales parciales o de tamaño pequeño a mediano, así como férulas oclusales y protectores de noche. No está indicado para restauraciones parciales a largo plazo y solamente está pensado para aplicaciones provisionales o temporales. No está indicado para utilizarse como restauración unilateral.

Si se requiere la reparación de áreas flexibles, o es necesario añadir o revestir dientes, se debe poner una nueva base a la prótesis con nuevo material. Para realizar un rebase se debe montar la prótesis en el modelo, recortando toda la base a excepción de las áreas con rebordes que sujetan los dientes. Limar la retención mecánica en estas áreas, de manera que el material recién inyectado se pegue con seguridad. Añadir dientes (si es necesario) y eliminar la cera, calentar e inyectar el material.²²



CAPÍTULO IV PRÓTESIS PARCIAL REMOVIBLE HÍBRIDA

Se denomina así porque en la naturaleza “híbrido” significa “el producto obtenido a partir de la combinación de dos especies o variedades diferentes”. En este caso son prótesis removibles compuestas por dos materiales diferentes.

4.1 Prótesis parcial removible metal-acrítica

4.1.1 Metales en odontología

Los metales son usados en odontología en diferentes aplicaciones, incluyendo fabricación de aparatos protésicos, bandas de ortodoncia, coronas temporales y permanentes y en restauraciones directas de los dientes. Los más comúnmente usados son: oro, níquel, cobalto, cromo, aluminio, titanio, hierro, paladio, platino, plata, osmio, cobre, zinc, indio, berilio, estaño, cobre.

4.1.1.1 Propiedades físicas

Ductilidad y maleabilidad: Es la capacidad que tiene un metal de formar hilos y laminarse en hojas delgadas.

Tañido: Es el sonido característico de un metal al ser golpeado sobre una superficie sólida.

Superficie especular: Brillo como espejo al ser pulidos.

Color: Son de color grisáceo, con excepción del oro, cobre y bismuto. En algunos metales aparece más de un color; este fenómeno se denomina pleocromismo.



Expansión térmica: A medida que se eleva la temperatura de un metal, éste se expande.

Densidad: La densidad de un metal se expresa generalmente en relación con el peso del agua. Los metales son los elementos más pesados, el de mayor densidad es el osmio, seguido del plomo, el mercurio, el oro y el platino.

Punto de fusión: Los metales puros, por ser elementos químicos, se funden a temperaturas constantes. Las aleaciones coladas no tienen un punto de fusión, sino un intervalo de fusión, ya que no son puras, sino mezclas de diferentes elementos.

Maleabilidad: Es la capacidad que tienen los metales a deformarse ante fuerzas compresivas. Además poseen, gran resistencia y buenas propiedades mecánicas, son buenos conductores térmicos y eléctricos, con un peso específico generalmente alto.²³

4.1.1.2 Aleaciones en odontología

Una aleación es la mezcla de dos o más metales o de un metal y ciertos no metales. En odontología las aleaciones contienen al menos cuatro metales y muchas veces seis o más.

4.1.1.2.1 Propiedades de las aleaciones dentales

Todas las propiedades físicas de las aleaciones dependen de su composición. Las propiedades físicas que influyen sobre la fabricación, manipulación y función clínica de la restauración colada son de mayor importancia cuando se decide qué tipo de aleación se va a utilizar.

Módulo de elasticidad: Indica la rigidez relativa. Cuanto más elevado sea el módulo, más rígida será la aleación. El módulo de elasticidad para



las aleaciones protésicas debe ser alto para que la prótesis pueda resistir la flexión.

Límite proporcional: Es la máxima fuerza que puede soportar un material sin que sufra deformación permanente. Esta propiedad permite evaluar el comportamiento de una aleación ante un esfuerzo masticatorio. Dicho valor debe ser de alto, de lo contrario, las estructuras coladas se verán expuestas a deformaciones.

Porcentaje de elongación: Es la medida de la ductilidad. Cuanto mayor sea el porcentaje de elongación, más cederá la aleación al pulirla o presionarla. La combinación del límite proporcional y el porcentaje de elongación constituyen el grado de manejabilidad de una aleación. Un límite proporcional alto y bajo porcentaje de elongación hace más difícil terminar los bordes y ajustar los retenedores.

Dureza: Es la resistencia de un material a la penetración. A medida que aumenta el valor de la dureza, se eleva la resistencia al desgaste. La dureza es un buen indicador de la capacidad de una aleación para soportar una deformación local permanente bajo el efecto de una carga oclusal.

Tamaño del cristal: Entre más pequeño sea el cristal o grano, mejores serán sus propiedades físicas.^{23,24}

4.1.1.2.2 Metales nobles utilizados en las aleaciones

Oro: Es el metal más dúctil y maleable de todos los metales. Posee una resistencia relativamente baja, esto contribuye a que la aleación pueda ser fácilmente bruñida, lo cual permite mejor adaptación a las preparaciones. Aumenta la resistencia a la decoloración y a la corrosión. Junto con el cobre permite el tratamiento térmico de endurecimiento y ablandamiento



Platino: Es un metal blanco con excepcionales características de ductilidad y maleabilidad. Posee además alta resistencia a la pigmentación y corrosión. Es el mejor endurecedor de la aleación, superior al cobre. En pequeñas cantidades, el platino aumenta considerablemente la temperatura de fusión de la composición total. Blanquea la aleación.

Paladio: Es de color blanco y tiene la característica especial de absorber hidrógeno, muy maleable y dúctil, tiene gran resistencia a la pigmentación y corrosión. Baja el valor de densidad de la aleación, previene la corrosión de la plata en la cavidad oral.

Iridio: Elemento de mayor resistencia a la corrosión y a los ácidos. Aumenta la dureza y la firmeza. Se emplea en pequeñas cantidades en las aleaciones dentales a modo de refinador, para conseguir que las aleaciones tengan partículas de tamaño reducido, con el objeto de mejorar las propiedades mecánicas.

Osmio: Elemento más duro. No es trabajable, pues no posee ductilidad. Las aleaciones deben ser coladas o sinterizada y por medio de desgaste, darles la forma requerida.

Rutenio: Posee alta resistencia a la corrosión. Es un endurecedor en las aleaciones de platino y paladio. Se emplea como refinador.²¹

4.1.1.2.3 Metales base utilizados en las aleaciones

Cobalto: Elemento metálico, de color blanco plateado, tiene poca solidez y escasa ductilidad a temperatura normal, pero es dúctil a altas temperatura. Posee alto punto de fusión. Usado principalmente para obtener aleaciones, ya que confiere dureza, resistencia y rigidez a la aleación.

Níquel: Elemento metálico magnético, de aspecto blanco plateado. Duro, maleable y dúctil, puede presentar un intenso brillo, alta resistencia a la



corrosión, se pule muy fácilmente. Es considerado un sensibilizante (tóxico). Añadido en pequeñas cantidades a las aleaciones de alta nobleza, blanquea e incrementa la resistencia y la dureza de las mismas.

Cromo: Elemento metálico de color gris, que puede presentar un intenso brillo. Confiere resistencia a la corrosión y a la pigmentación debido a su gran pasividad. Aumenta la dureza, reduce el punto de fusión de la aleación.

Plata: Metal blanco, puro, tenaz, muy dúctil y maleable, es el mejor conductor del calor y la electricidad, modifica el color de la aleación. Tiene pocos efectos sobre la resistencia de las aleaciones, aumenta un poco la ductilidad cuando se utiliza junto con paladio.

Cobre: Metal de color rojo, dúctil, maleable y tenaz. Después de la plata, es el metal que conduce mejor el calor y la electricidad. Aumenta la resistencia y la dureza.

Zinc: Su única propiedad benéfica es la capacidad de reducir la oxidación durante los procedimientos de colado. En cantidades elevadas, el zinc aumenta considerablemente la fragilidad de la aleación. Elimina óxidos.

Indio: Se utilizan pequeñas cantidades para reducir el tamaño del grano y aumentar la fluidez durante el procedimiento de colado, aumenta la ductilidad gracias al pequeño tamaño del grano, lo que generalmente contribuye al terminado de los colados.

Titanio: Resistente a la corrosión y biocompatible. El titanio llena todos los requerimientos de un material dental y puede ser usado en la fabricación de coronas, prótesis parciales fijas y prótesis parciales removibles. No puede ser revestido por porcelana, ya que, a temperaturas por encima de 800°C, que es la requerida para la fusión de la porcelana convencional, el titanio se oxida rápidamente, produciendo una capa muy delgada de óxidos, que resulta en una inadecuada unión metal-cerámica.^{23,24}



4.1.1.2.4 Aleaciones con alto contenido de oro

Las aleaciones de oro con un contenido total de metales nobles de 80% han reemplazado en gran parte a las aleaciones originales con más alto quilataje, generalmente, dan resultados más satisfactorios. Sus propiedades difieren muy poco de las aleaciones con mayor contenido de metales nobles. Son más fuertes, un poco más duras, más dúctiles y menos densas.

4.1.1.2.5 Aleaciones de cobalto-cromo

La mayor parte de las infraestructuras para prótesis parcial son fabricadas con aleaciones que contienen básicamente 60% de cobalto y 25% de cromo; con pequeñas cantidades de níquel, carbón, molibdeno y otras sustancias. Su densidad es aproximadamente la mitad de las aleaciones de oro tipo IV, dando como resultado prótesis más ligeras.

Estas aleaciones han reemplazado a las aleaciones de oro, debido a su costo más bajo y a sus propiedades mecánicas adecuadas. El cromo se añade para darle resistencia a la pérdida de lustre, pues el óxido de cromo forma una capa superficial adherente y resistente. El cobalto da rigidez a la aleación y el níquel aumenta la ductilidad. El molibdeno da resistencia a la aleación. Hay pequeñas cantidades de carbón, un poco más de 0.4%. Los compuestos de carbón se encuentran finamente dispersados a lo largo de los límites granulares. Demasiado carbón hace frágil la aleación. El berilio se añade para reducir la temperatura de fusión de modo que se puedan emplear de revestimientos de sulfato de calcio similares a los que se usan en la aleación de oro. El silicio y el magnesio se añaden en pequeñas cantidades para aumentar la facilidad de colado.

La resistencia de ésta aleación es comparable a las aleaciones de oro tipo IV, pero las aleaciones de cobalto-cromo son aproximadamente 50% más duras, en consecuencia el pulido es más difícil que en las aleaciones de oro. La densidad de estas últimas es aproximadamente dos veces mayor que la de las aleaciones de cobalto-cromo. Por tanto en prótesis parcial



con aleación de cobalto-cromo pesaría la mitad que si se fabricase con oro. La contracción por colado de las aleaciones cobalto-cromo es mucho mayor que las de oro. Son dos veces más rígidas que las de oro, por sus altos módulos de elasticidad. Las aleaciones oro tienen una ductilidad mayor que el promedio de aleaciones dentales. Esta es una ventaja, debido a que significa menos fragilidad.

Las aleaciones de cobalto-cromo son más económicas que las de oro y son más ligeras y rígidas, representan una ventaja en muchas aplicaciones. Sin embargo, las aleaciones de oro son más fáciles de colar, pulir y ajustar sin que se rompan. Las aleaciones de cobalto-cromo han reemplazado casi por completo a las de oro en las prótesis parciales. También se usan en áreas palatinas de las prótesis completas.²⁵

4.1.1.3 **Procesado de las aleaciones**

Se bloquean las áreas retentivas del modelo maestro para la ubicación de los brazos del retenedor.

Se delinea el diseño de la prótesis parcial en el modelo maestro para poder realizar el encerado. El delineado del conector mayor y los bordes de la base protésica se graban ligeramente sobre el modelo maestro.

- a) Se enceran los retenedores directos.
- b) El patrón de encerado para base metálica se conforma con un espesor de cera para colado de calibre 24 que luego es reforzada en sus bordes.
- c) El borde se delinea primero con lápiz sobre el modelo de revestimiento y luego se adapta una hoja de cera para colado de calibre 24. Se recorta la cera con calor a lo largo del delineado en lápiz.
- d) Se adapta una pieza única de cera de sección redonda de calibre 14 sobre el borde de la hoja de cera, se sella con una espátula caliente sobre el modelo a lo largo de su borde externo.



f) Se agrega el encofrado para la resina que a su vez cumplirá el cometido de soporte para los dientes artificiales empleando una cera redonda de calibre 14.

g) Con una hoja afilada se tallan los márgenes del encofrado hasta una línea de terminación en filo de cuchillo además se agregan espolones, ansas o cabezas de clavo para la retención de la resina que se adicionará con posterioridad.

El revestimiento para el colado del esqueleto de una prótesis parcial removible consiste en dos partes: el modelo de revestimiento sobre el cual se forma el patrón y el revestimiento exterior que cubre el patrón y el modelo.

h) Después del acabado y antes del pulido final, las aleaciones de metales preciosos deben ser sometidas a endurecimiento térmico. Se debe estabilizar el horno a la temperatura según las instrucciones del fabricante. Se coloca el colado sobre una bandeja metálica, se lleva al horno, permanecerá ahí por 15 minutos para la absorción de calor. Se retirará la bandeja al terminar este periodo, dejando el colado sobre ella, dejándola enfriar. Este tratamiento producirá del 85% al 100% de la resistencia brindada por el variable proceso de enfriamiento-calentamiento y evitará toda posibilidad de distorsión a causa del endurecimiento térmico.

i) Se debe eliminar la capa de óxido que se encuentre sobre el esqueleto metálico utilizando un disco de carburo, después se utiliza un disco de caucho y se alisan todas las irregularidades. Por último utilizamos una manta y pasta para pulir metal (blanco de España) y se da el acabado al alto brillo (fig.5).²⁶

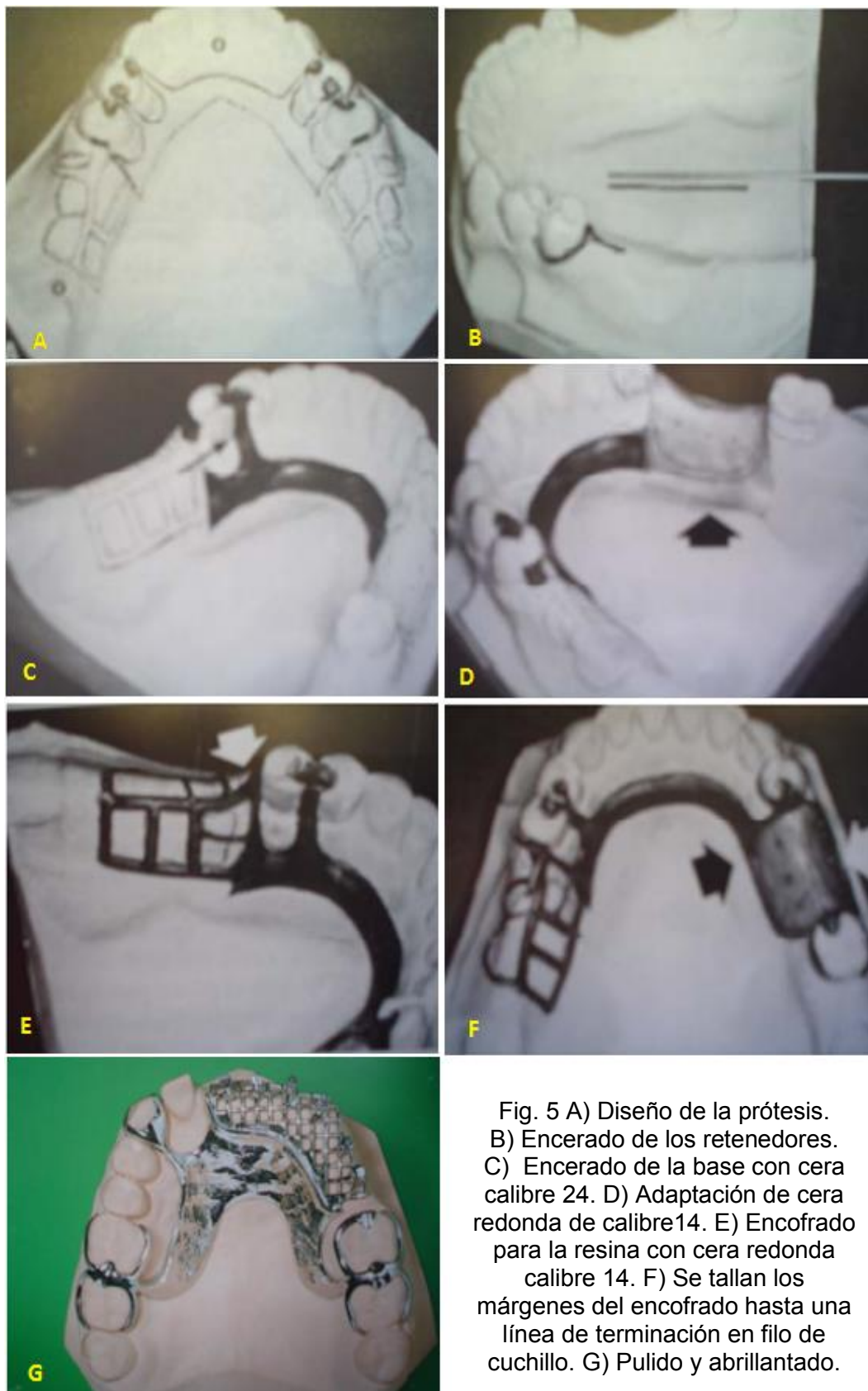


Fig. 5 A) Diseño de la prótesis. B) Encerado de los retenedores. C) Encerado de la base con cera calibre 24. D) Adaptación de cera redonda de calibre 14. E) Encofrado para la resina con cera redonda calibre 14. F) Se tallan los márgenes del encofrado hasta una línea de terminación en filo de cuchillo. G) Pulido y abrillantado.



4.1.2 Componentes de una prótesis metal acrílica

4.1.2.1 Conector mayor

Componente de una prótesis que conecta los elementos de un lado del arco, con los elementos del lado opuesto. Es la unidad de la prótesis parcial a la que son fijadas todas las otras partes en forma directa o indirecta.

Los conectores mayores deben ser rígidos, de otra manera, pueden producir daño en el tejido periodontal de los dientes pilares y el reborde óseo residual. Su rigidez permite que las tensiones y fuerzas sean mejor distribuidas.

Si no es suficientemente rígido se ejercen fuerzas no fisiológicas sobre los rebordes residuales que incrementan la reabsorción y además los elementos de la PPR transmitirán fuerzas anómalas sobre las estructuras con las que contacten.

Conectores mayores inferiores:

- Barra lingual.
- Doble barra lingual o barra de Kennedy.
- Barra lingual con retenedor continuo en barra.
- Placa lingual.
- Barra vestibular.

Conectores mayores superiores:²⁷

- Banda palatina.
- Placa palatina.
- Conector palatino Anteroposterior.
- Conector palatino en forma de U o herradura (fig.6).

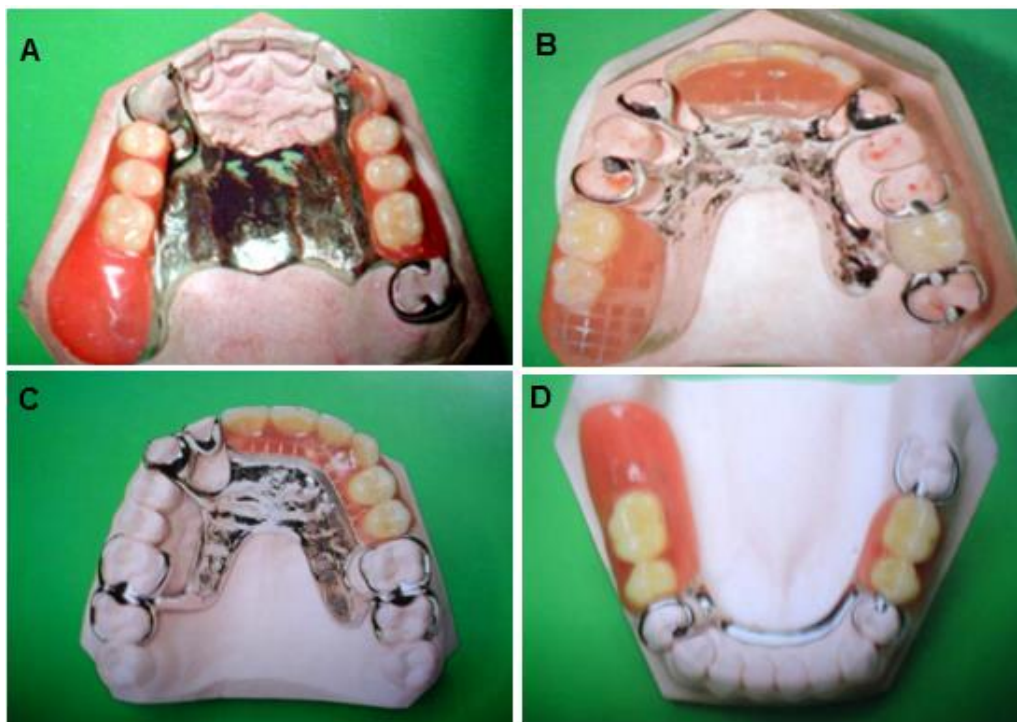


Fig. 6 Algunos conectores superiores e inferiores. A) Barra palatina amplia. B) Barra palatina anteroposterior. C) Herradura. D) Barra lingual.

4.1.2.2 Conector menor

Elemento metálico que sirve para unir al conector mayor con los retenedores y apoyos, con el fin de transferir las cargas funcionales recibidas a los dientes pilares en los que se apoyan.

Deben diseñarse con dimensiones que aseguren su resistencia y su rigidez mientras se cubre una cantidad mínima de superficie dentaria. El espesor de 1,5 mm y ancho de aproximadamente 2.5 a 3 mm llenará esos requisitos biomecánicos.

Los conectores menores deben tener mínimo 5 mm de distancia entre uno y otro, para que no acumulen restos de alimentos y placa dentobacteriana.^{27,28}



4.1.2.3 Retenedores directos e indirectos

La retención indirecta serán los elementos que evitarán el desplazamiento de las bases de extremo libre, normalmente un apoyo adicional lo más alejado posible de la línea de fulcro para contrarrestar las fuerzas que intentan levantar la base de los rebordes alveolares.

Los retenedores directos son elementos mecánicos usados para la fijación, estabilización y retención de la prótesis. La retención directa es activa y se sitúa en los dientes pilares impidiendo que sea removida o desplazada de su lugar. Se clasifican en intracoronarios y extracoronarios.²⁸

Retenedores intracoronarios

Se colocan en el interior de la corona para crear resistencia friccional a la remoción. Se conoce como atache o aditamento interno de precisión. Se usan con cierta frecuencia para proporcionar retención a prótesis parciales, aunque su coste y complejidad limitan sus aplicaciones. Ciertas partes de los ataches necesitan ser rígidas, mientras que otras requieren ser flexibles. Por ello se construyen, en la mayoría de los casos, en aleaciones de oro duro coladas, aunque también se emplean aleaciones no preciosas, de acero inoxidable y componentes de Nylon, la elección de la aleación depende de algún modo de cómo se fijen las partes del atache prefabricado a la prótesis y al diente o restauración colada respectivamente. La unión a la prótesis puede ser por soldadura o por el uso de acrílico, mientras que la unión al diente puede efectuarse mediante composite, por soldadura a una restauración colada o colando una restauración colada contra un atache. En este último caso, la aleación del atache debe ser compatible con la aleación empleada en la restauración colada. Fig. 7

Las propiedades de las aleaciones de oro duro son bastante satisfactorias para este propósito, con la posible excepción de su resistencia a la

abrasión. A menudo se ejercen tensiones suficientemente elevadas sobre componentes bastante pequeños que están ajustados con mucha precisión. Conforme se produce el desgaste, se vuelven menos efectivos, lo que puede presentar un serio inconveniente cuando un componente se ha fijado de forma permanente a un diente y su reposición implica un procedimiento clínico importante.¹²



Fig. 7 Retenedores intracoronarios.²⁹

Retenedor extracoronario

Estos retenedores se colocan sobre la cara externa del diente para su retención. La retención se basa en la resistencia del metal a la deformación, que es proporcional a la flexibilidad del brazo retenedor. Asimismo, debe tener una relación pasiva con los dientes, excepto cuando se aplica una fuerza dislocante. Éste debe rodear al diente generalmente 270° .²⁹

Componentes de un retenedor indirecto extracoronario

Descanso oclusal: Parte que reposa en la superficie oclusal del diente.

Cuerpo y hombro: Parte que conecta al descanso oclusal y los hombros del retenedor con el conector menor, y descansa sobre la línea del ecuador.

Brazo recíproco: Los brazos recíprocos del retenedor deben ubicarse en la unión de los tercios gingival y medio de las coronas de los dientes pilares. La ubicación óptima del extremo terminal del brazo retentivo es en el tercio gingival de la corona. Estas ubicaciones permiten que los dientes pilares resistan mejor las fuerzas tanto horizontales como de torsión por la reducción del brazo de palanca.

Brazos retentivos: Los brazos retentivos en los pilares adyacentes a las extensiones distales, se deben diseñar de tal forma que eviten la transmisión directa de las fuerzas de balanceo y rotación al diente pilar.²⁷

Fig.8

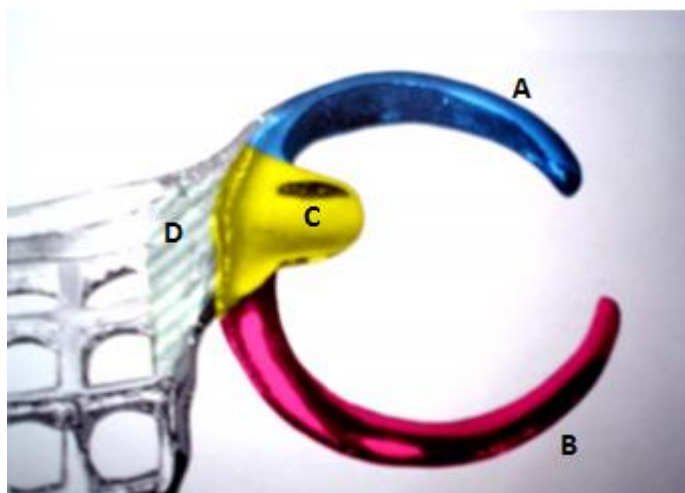


Fig. 8 A) Brazo recíproco. B) Brazo retentivo. C) Tope o apoyo, descanso oclusal. D) Conector menor.²⁹

4.1.2.4 Apoyos o topes

Proporcionan el soporte vertical a la prótesis dirigiendo las fuerzas hacia los pilares y hacia los ejes axiales de éstos, manteniendo el retenedor y el armazón parcial en su posición predeterminada previniendo el hundimiento de la prótesis.

Exigen tener rigidez en secciones finas para desarrollar sus funciones de soporte y agarre. Por ello, deben construirse solo en aleaciones de metal,



siendo útiles para ello el cobalto-cromo y el oro tipo IV colado. Al igual que en los conectores mayores, normalmente se prefieren las aleaciones de cobalto-cromo colado.

Los topes de acero inoxidable forjado se usan, en ocasiones, en prótesis parciales acrílicas. Estos consisten en piezas cortas de alambre de acero inoxidable doblado y, aunque son menos rígidos y más propensos a la fractura que los topes colados, clínicamente resultan satisfactorios y son muchos más baratos de fabricar que los topes en aleaciones colada. Puesto que el método de fabricación es bastante tosco, solo deben emplearse cuando existe espacio adecuado entre los dientes ocluyentes. Los alambres de acero inoxidable forjado demasiado largos suelen tener suficiente rigidez como para ser usados como brazos activos o recíprocos, por lo que para esta función se prefieren placas acrílicas en este tipo de prótesis parcial.²⁸

4.1.2.5 Bases

La base de la prótesis soporta los dientes artificiales y realiza la transferencia de las fuerzas oclusales a las estructuras de soporte, aunque su propósito principal se relacione con la función masticatoria.

La adaptación adecuada y la extensión de las bases son de primordial importancia en la distribución de las fuerzas entre los sistemas de retención y el reborde alveolar residual.

Las bases pueden ser de acrílico, metal o una combinación de ambos. Debido a las demandas funcionales de las prótesis dentosoportadas, la selección del material no se considera tan importante como la restauración de los dientes y de los tejidos que van a soportarla; un factor importante que contribuye a la selección del material para la base a extensión distal, es el potencial de cambio en la forma del reborde alveolar residual, debido a la necesidad de un rebase posterior, por lo que

el material de elección para estas situaciones es aquel que sea fácilmente corregible y generalmente es acrílica.²⁷ Fig. 9



Fig.9 A) Base metálica. B) Base metal-acrítica. C) Base acrílica.²⁹

4.2 Prótesis dental parcial removible metal-Nylon

Una alternativa a las prótesis parciales completamente flexibles es la combinación de ésta con un esqueleto metálico. Fig. 10



Fig. 10 Prótesis parcial removibles metal-Nylon, con aleación Co-Cr.¹⁶



La prótesis parcial removible de Nylon no posee aditamentos metálicos y provee al paciente una excelente estética y confort. Desgraciadamente esta prótesis carece de elementos importantes de la prótesis dental parcial removible tradicional, particularmente de los descansos oclusales y retenedores rígidos. Por lo tanto el reforzamiento con una aleación de la base de una prótesis fabricada a partir de una poliamida está recomendada.³⁰

El conector mayor provee rigidez a la prótesis, como consecuencia la prótesis es resistente y rígida. Sin embargo el brazo retentivo a la vista generalmente es antiestético. Para estos pacientes puede considerarse el uso de ataches, pero la necesidad de realizar un corona protésica y un posible tratamiento de conductos aunado al tiempo de trabajo y postcolocación es una opción económicamente poco aceptable para el paciente.

La combinación entre el Nylon y una prótesis convencional, puede mejorar una prótesis parcial removible y beneficiar al paciente en términos de estética y costo, comparándola con una prótesis convencional.

Una prótesis removible de Nylon puede llegar a ser una manera sencilla y barata de mejorar la estética de una prótesis removible tradicional, ya que es capaz de sustituir los retenedores anteriores metálicos con retenedores de nylon, así como parte del reborde anterior.

Cuando se requiera estética en la zona anterior se puede utilizar una prótesis de Nylon cuyos retenedores no son visibles cuando el paciente sonríe, sin embargo las prótesis de Nylon están contraindicadas en clase Kennedy II, ya que no poseen elementos tradicionales de las prótesis convencionales, tales como el conector mayor o los descansos oclusales. El uso del Nylon como material de una prótesis a extensión distal no puede ser rebasada, por lo que la estabilidad estará comprometida ya que el proceso alveolar se irá reabsorbiendo con el paso del tiempo.



Para reducir estos problemas la técnica de impresión por moldeo mejora el soporte mediante el uso de restos y de la mucosa alveolar.

Un aspecto negativo del uso de poliamidas es su superficie rugosa y la dificultad al pulirlas. Su rugosidad conduce a la formación bacteriana y fúngica de la superficie.

El uso de poliamidas requiere que el paciente sea más responsable con su higiene que con una prótesis a base de polimetilmetacrilato.

Después de dos años el Nylon presenta decoloración de su superficie. La zona gingival del muñón no muestra inflamación. Los retenedores de poliamida funcionan correctamente en términos de retención y la falta de reciprocidad no parece ser un problema al no haber evidencia de movilidad.^{7c}



CONCLUSIONES

La oferta de materiales y tecnologías están en evolución permanente en el mercado dental. Cada material posee propiedades y características diferentes y es responsabilidad del odontólogo conocer cada una de ellas, para poder realizar una adecuada rehabilitación protésica.

Las resinas acrílicas se han utilizado en odontología desde hace muchos años, han sido el material de elección para la elaboración de prótesis parciales, por las excelentes propiedades que el material presenta, es un material biocompatible y de buena apariencia estética, sin embargo, en la actualidad lo que el paciente exige es una excelente estética, es por ello que las prótesis de poliamidas (Nylon) se han vuelto una alternativa adicional de tratamiento para el reemplazo de dientes perdidos dado que habitualmente la preocupación del paciente por su apariencia es alta.

El Nylon es un material altamente estético, casi invisible, además que su flexibilidad ofrece una “mayor comodidad al paciente”, sin embargo, las prótesis parciales removibles de Nylon son únicamente soportadas por mucosa, lo cual por un lado es una gran ventaja al no llevar retenedores que se soporten en los dientes y gracias a la translucidez del material, las prótesis se tornan casi imperceptibles, sin embargo, esta gran ventaja, se convierte al mismo tiempo en su mayor desventaja, ya que al ser soportadas exclusivamente por mucosa presentan un alto riesgo de traumatismo a los tejidos gingivales que propicia la retracción gingival y atrofia alveolar. Tienen una vida útil más corta y sus técnicas de elaboración y ajuste son más complejas. Además cuando una prótesis cubre la encía existe un mayor riesgo de desarrollar problemas periodontales y caries por el sobrecontorno del retenedor, por lo tanto este tipo de prótesis debieren usarse quizá solamente con carácter provisional antes de que pueda fabricarse una prótesis permanente.



Una opción más conocida y posiblemente más reconocida como tratamiento son las prótesis con estructura metálica, las cuales pueden ser elaboradas con acrílico o Nylon y una aleación cobalto-cromo. Estas prótesis son mucodentosoportadas lo que permite que las fuerzas masticatorias recaigan sobre los dientes adyacentes y por consiguiente, el daño sobre el tejido alveolar se reduce.

Por lo tanto ambos materiales son adecuados para realizar una rehabilitación protésica, sin embargo, una prótesis con estructura metálica siempre será la mejor opción de tratamiento, independientemente si es confeccionada con acrílico o Nylon, será decisión del odontólogo de acuerdo a sus conocimientos sobre estos materiales y a las necesidades de los pacientes saber que material utilizar.

Por último es importante mencionar que, a pesar que las poliamidas han sido propuestas como material para la elaboración de prótesis desde hace muchos años, no existen trabajos científicos formales o estudios, que sustente su eficacia a largo plazo en el tratamiento rehabilitador, es por ello que en la actualidad las resinas acrílicas predominan como el tratamiento de primera elección.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. MaytaAli C, Mendoza G, Zeballos L. Prótesis removible de resina. Revista de actualización clínica. 2012; 24.
2. Skinner OW, I.W. P. La ciencia de los materiales dentales. In Skinner OW. La ciencia de los materiales dentales. Buenos Aires : Mundi ; 1992. p. 184-209.
3. Serrano L, Barceló F, A S. Deflexión Transversa de materiales alternativos a base de polímeros para fabricación de base de dentadura. Revista Odontológica Mexicana. 2013 Julio- Septiembre; 17(3).
4. Osorio A, Jorge G, Santos A. Influencia de los cambios térmicos en la deflexión transversa de acrílicos para la base de dentaduras con y sin insertos metálicos. Revista Odontológica Mexicana. 2014 Julio- Septiembre; 18(3).
5. Kohli S, Bhatia S. Flexural properties of polyamide versus injection-molded polymethylmethacrylate denture base materials. European Journal of Prosthodontics. 2013 September- December; 1(3).
6. Kohli S, Bhatia S. Polyamides in Dentistry. International Journal of Scientific Study. 2013 April- June; 01(01): p. 20-25.
7. Ito M, Wee A, Miyamoto T, Kawai Y. The combination of Nylon and traditional partial removable dental prosthesis for improved esthetics: A clinical report. The Journal of Prosthetics Dentistry. 2013 January ; 109(1).
8. Hiskin S. Prótesis flexibles de Nylon removibles. 2010.
9. Raj P, Dentino A. New phosphated poly(methyl methacrylate) polymers for the prevention of denture induced microbial infection: an in vitro study. Clinical, cosmetic and investigational dentistry. 2011 March; 3.



10. Barceló SF, Palma JM. Materiales dentales, conocimientos básicos aplicados. In. México: Trillas; 2003. p. 222-232.
11. Anusavise K, Phillips R. La ciencia de los materiales dentales de Phillips España: Elsevier; 2004.
12. Bernard GN, Smith P, Wright D. Utilización clínica de los materiales dentales. In Utilización clínica de los materiales dentales. Barcelona: Masson; 1996. p. 128-135.
13. Vieira J. Análisis de las técnicas de impresión en prótesis parcial removible a extensión distal. Acto Odontológica Venezolana. 2008 Noviembre; 45(2).
14. Bortun C, Lakatos S, Sandu L, Negrutiu M, Ardelean L. Metal-free removable partial denture made of thermoplastic materials. TMJ. 2006 Feb; 56(1).
15. Shamnur S. "Flexible dentures" – an alternate for rigid dentures? Journal of Dental Sciences and Research. 2008 Aug; 1(1).
16. Wieckiewicz M, Opitz V, Richter G, W. Boening K. Physical Properties of Polyamide-12 versus PMMA Denture Base Material. BioMed Research International. 2014 March.
17. R. Jain A. Flexible denture for partially edentulous arches- Case reports. International Journal of Recent Advances in Multidisciplinary Research. 2015 January; 02(01).
18. Thakral R, Yadav B, Himanshu A. Flexible Partial Dentures - A hope for the Challenged Mouth. People's Journal of Scientific Research. 2012 July; 5(2).
19. Sharma A, H. S S. A review: Flexible removable partial dentures. Journal of dental and medical Sciences. 2014 Dec; 13(12).
20. Singh K, Gupta. Injection molding technique for fabrication of flexible prosthesis from flexible thermoplastic denture base materials. World Journal of Dentistry. 2012 Dec; 3(4).
21. Singh L. Flexible Denture for Partially Edentulous Arches-A case



- report. Journal of Dentofacial Sciences. 2012; 1(2).
22. Nandal S. New era in denture base resins: A review. Dental Journal of Advance Studies. 2013 Dec; 1(3).
 23. Giraldo O. Metales y aleaciones en odontología. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia. 2004 Octubre ; 15(2).
 24. Cova J. Biomateriales dentales. In. México: Amolca ; 2010. p. 335-362.
 25. Craig R. Materiales dentales. In. México: Nueva editorial interamericana ; 1985. p. 250-255.
 26. MacCraken. Prótesis parcial removible México: Panamericana ; 1992.
 27. Giraldo O. Cómo evitar fracasos en prótesis dental parcial removible. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia. 2008 Febrero; 19(2).
 28. Sánchez A, Morelly E, Vieira J. Evaluación de estructuras metálicas de los casos de dentaduras parciales removibles. Facultad de Odontología de la universidad central de Venezuela. Acta odontológica Venezolana. 2007 Abril; 45(3).
 29. Ángeles F, Navarro E. Prótesis bucal removible México: Trillas; 1998.
 30. Tandon R, Gupta S, Kumar S. Denture base materials: From past to future. Indian Journal of dental sciences. 2010 March; 2(2).